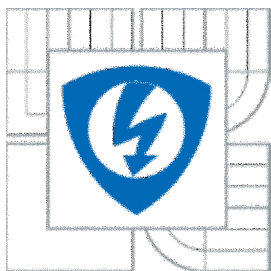


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

KUMULACE BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ

AVERAGING OF BIOLOGICAL SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

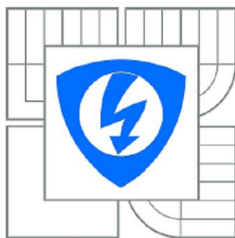
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. ADAM KUBÍK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. LUKÁŠ SMITAL

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Adam Kubík
Ročník: 2

ID: 109607
Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Kumulace biologických signálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou kumulace signálů a prostudujte možnosti využití pro periodické a repetiční signály. 2) V programovém prostředí Matlab realizujte kumulaci s pevným, plovoucím i exponenciálním oknem pro signály s periodickou užitečnou složkou (např. pro uměle vytvořený akční potenciál nebo umělé EKG). 3) Zhodnoťte vliv použitých parametrů zejména délky zvoleného okna a rychlosti zapomínání. 4) Výsledky filtrace zhodnoťte na základě dosaženého poměru signál/šum (SNR) a srovnajte s teoreticky dosažitelnými hodnotami. 5) Zaměřte se na využití kumulací pro signály repetičního charakteru (např. pro signály EKG). Proveďte návrh metodiky pro detekci vztažných bodů jednotlivých repetic. 6) Navrhněte a realizujte algoritmus pro přizpůsobení délky jednotlivých repetic a proveďte výše zmíněné metody kumulací i metodu FR (viz doporučená literatura) a opět zhodnoťte na základě SNR. 7) Proveďte diskuzi využitelnosti kumulací pro testované typy biologických signálů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] JAN, J.: Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. VUT v Brně, nakl. VUTUM, 2002.
[2] IRAVANI, S., TUNG, L.: A Novel Algorithm for Cardiac Biosignal Filtering Based on Filtered Residue Method. IEEE Trans. On Biomed. Engng., Vol.49, No.11, Nov.2002, pp.1310-1317.

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 18.5.2012

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Hlavním cílem této práce je seznámení s problematikou kumulace biologických signálů. První část práce objasňuje principy jednotlivých metod kumulace (pevné, plovoucí a exponenciální okno) a popisuje jejich základní vlastnosti. Dále je zde vysvětlen princip filtrovaných reziduí, detekce QRS komplexu a přizpůsobení délky repetice (RR-intervalů) na standardizovanou délku. V druhé části jsou zhodnoceny výstupy prakticky realizovaných (v prostředí Matlab + GUI) metod kumulace pomocí výstupního poměru signál-šum. Testování proběhlo na reálných EKG signálech z databáze MIT-BIH.

Klíčová slova

Kumulace; pevné okno; plovoucí okno; exponenciální okno; poměr signál – šum; EKG signál; filtrované reziduum; natahování/zkracování repetice.

Abstract

The main aim of this thesis is to introduce issue of averaging of biological signals. The first part of the thesis deals with the principles of individual averaging methods (constant, floating and exponential window) and describes their basic features. Moreover, the principle of filtered residue, detection of QRS complex, and stretching/shrinking the length of RR-interval to the standardized length are explicated. In the second part of the thesis the outcomes of practically realized (Matlab and GUI) methods of averaging (by final signal-to-noise ratio) are evaluated. Signals from MIT-BIH database are used.

Keywords

Signal averaging; Constant window; Floating window; Exponential window; Signal-to-Noise Ratio; ECG signal; Filtered Residue Method; Stretching/Shrinking repetitions.

Bibliografická citace

KUBÍK, A. *Kumulace biologických signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 68 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Lukáš Smital.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Kumulace biologických signálů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

V Brně dne 15. května 2012

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Lukášovi Smitalovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 15. května 2012

.....
podpis autora

Obsah

1. Úvod	7
2. Kumulace signálu.....	8
2.1 Základní princip	8
2.2 Kumulace s rovnoměrnými vahami	13
2.2.1. Kumulace s pevným oknem.....	13
2.2.2 Kumulace s klouzavým (plovoucím) oknem	14
2.3 Exponenciální kumulace	16
3. Filtrovaná rezidua.....	20
4. Biologické signály.....	22
4.1 Srdce a EKG křivka	22
5. Detekce QRS komplexu	25
5.1 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu	25
6. Přizpůsobení délky repetice	28
6.1 Přizpůsobování délky lineární funkcí.....	28
6.2 Přizpůsobování délky lineární lomenou funkcí	30
6.3 Přizpůsobování délky S-funcí.....	32
6.4 Přizpůsobování délky metodou DTW	35
7. Praktická realizace	37
7.1 Kumulace EKG signálů.....	37
7.1.1. Rovnoměrná kumulace s pevným oknem.....	38
7.1.2. Rovnoměrná kumulace s plovoucím oknem.....	40
7.1.3. Exponenciální kumulace.....	42
7.2 Filtrovaná rezidua	45
7.3 Přizpůsobení délky repetice	48
7.4 Získané poměry signál-šum.....	52
7.5 Uživatelské rozhraní.....	58
8. Závěr	61
9. Literatura.....	62
10. Seznam obrázků	64
11. Seznam příloh	65

1. Úvod

Funkce lidského organismu je úzce spjata s generací a přenosem biologických signálů, které poskytují informace o stavu daného biologického systému (např.: srdce). V dnešní medicíně je tento způsob diagnostiky již nepostradatelný. Biologické signály jsou snímány pomocí elektrod invazivně (přímo z daného orgánu) nebo neinvazivně (z povrchu kůže). Při obou druzích snímání dochází k nežádoucímu zarušení signálu artefakty, které snižují hodnotu diagnostické informace. Proto je nutné signál dále zpracovat a potlačit vzniklý šum.

Práce je zaměřena na odstranění šumu z repetičních signálů pomocí kumulace exponenciální a kumulací s pevným a plovoucím oknem. Jedná se o metody využívající opakujících se úseků v signálu (repetic) k odstranění šumu průměrováním váhovaných repetic. V případě metod pevného a plovoucího okna jsou repeticím přiřazovány váhy 0 a 1 (dle toho, zda jsou zahrnuty do průměru či ne) a v případě exponenciální kumulace jsou repeticím přiřazovány váhy tak, aby byly repetice postupně zapomínány (snižována váha) směrem do historie a nikoliv skokově jako u předešlých dvou metod. Jelikož repetice vyskytující se ve vstupním signálu mají obecně různou délku, musíme zavést před samotnou kumulací algoritmus k jejich přizpůsobení na standardizovanou délku. Přizpůsobení (natahování / zkracování) je prováděno pomocí borcení časové osy nebo dle mapovací funkce, která je lineární, lineární lomená nebo tzv. S-funkce. Po úspěšné kumulaci takto standardizovaných repetic se k výslednému kumulovanému signálu přičítá filtrované reziduum pro dokonalejší rekonstrukci signálu. Jedná se o metodu navracející nízkofrekvenční složky ztracené během kumulace.

Praktická realizace všech kumulačních metod i metody přizpůsobení repetic a filtrovaných reziduí byla provedena v programovém prostředí Matlab. K realizovaným algoritmům bylo vytvořeno i uživatelské prostředí GUI pro intuitivnější a snadnější ovládání. Jednotlivé kumulační metody byly otestovány na reálných signálech z mezinárodní ST-T a MIT-BIH databáze EKG průběhů, které byly zarušeny šumem o známém poměru signál-šum. Výsledné poměry signál-šum signálů po kumulaci jsou zhodnoceny a porovnány s teoretickými hodnotami.

2. Kumulace signálu

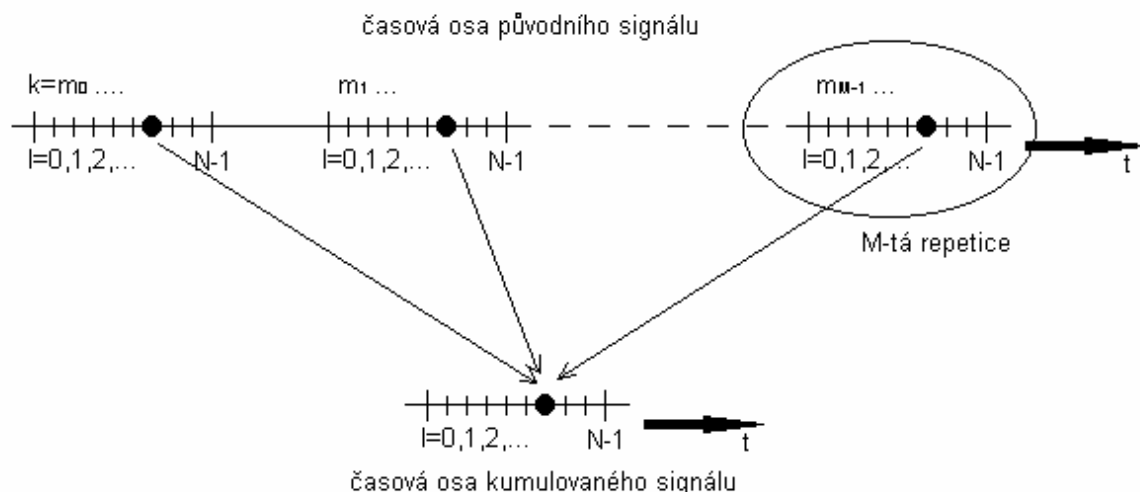
Kumulační techniky slouží k potlačení šumu, jehož spektrum se prolíná se spektrem užitečného repetičního nebo periodického signálu. Ke zvýraznění úseků (repetic) užitečného signálu a minimalizaci šumu (zvyšování poměru signál - šum) dochází výpočtem průměru, proto se pro kumulace používá i méně přesný výraz *průměrování*.

2.1 Základní princip

Signály, s nimiž často pracujeme, mají repetiční charakter. Jedná se o signály tvořené složkou (*repeticí*), která se obecně po nekonstantní době opakuje. Signál je potom obecně nazýván repetiční, v případě konstantní doby opakování periodický nebo kvaziperiodický (nestejné délky period). Je-li tento signál zasažen aditivním šumem generovaným náhodným procesem s nulovou střední hodnotou, je možné po získání více repetic spočítat průměr. Jelikož šum postihující signál je na rozdíl od téměř shodných repetic pokaždé jiný, má tendenci při průměrování vymizet, zatímco hodnota užitečného signálu se nemění. Z toho plyne, že čím více repetic zahrneme (nakumulujeme) do průměru, tím lepšího poměru signálu k šumu (PSŠ) dosáhneme. Odtud pochází název metody – *kumulace*.

Pro úspěšnou kumulaci je nutné v signálu přesně detekovat počátky repetic a následně ztotožnit. Tato podmínka lze bez problémů splnit u periodických signálů i stimulovaných. U stimulovaných signálů se objevují repetice po nekonstantní době, ale odpovídají si. Je-li však signál velmi zarušený a počátek repetice není předem jasný, je nutné přistoupit ke složitějším metodám detekce založených na korelační analýze.

Princip kumulací bude popsán pomocí obr. 1. Máme vstupní signál, u kterého se počátky repetic nepřekrývají (vzdálenost mezi počátky následujících repetic je minimálně NT). Takový vstupní signál je znázorněn na obr.1 v horní části pomocí časové osy. Koeficient k je index vzorků od počátku časové osy t , l je index vzorků od počátku repetice a m_i je počátek i -té repetice, kde $i = 0, 1, \dots$. V i -té repetici bude $l = k - m_i$. Na dolní části obr.1 je znázorněna repetice kumulovaného signálu na časové ose τ . Index l značí opět v vzorky v repetici.



Obrázek 1: Princip kumulace

Mějme vstupní signál $x(kT)$ složený z užitečného signálu $s(kT)$ a šumového signálu $n(kT) \Rightarrow x(kT) = s(kT) + n(kT)$. Předpokladem je, že signál a šum nezávislé (nekorelované). Bereme-li v úvahu l -tý vzorek i -té repetice pak $x_l = x(lT) = x((l+m_i)T)$.

Při provedení kumulace v reálném čase dostaneme na výstupu během j -té repetice od počátku kumulace ($j = 0, 1, \dots$) signál:

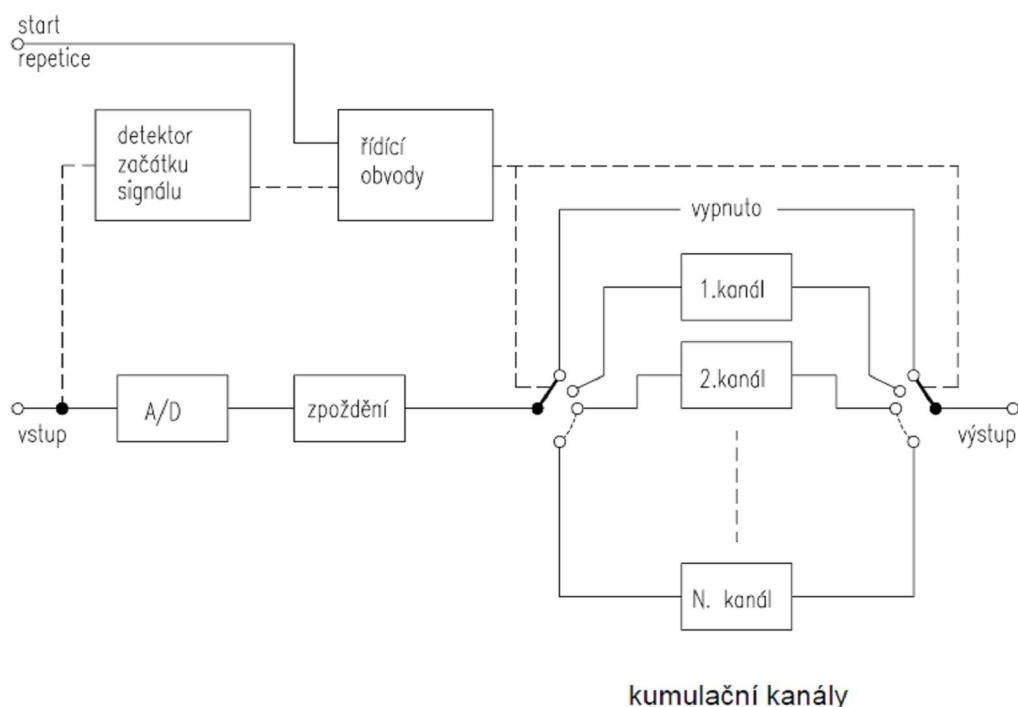
$$y(kT) = y((l+m_j)T) = \sum_{i=0}^j [a_i \cdot x((l+m_{j-i})T)], \quad (1)$$

kde a_i , $i = 0, 1, \dots, j$ jsou váhované koeficienty náležející každé repetici. Přičemž váha pro nejnovější (poslední) repetici je označena a_0 a nejstarší repetice se značí a_j . Volbami těchto vah jsou určeny vlastnosti jednotlivých kumulačních technik.

Vyjádříme-li tento vztah pomocí indexu k , pak:

$$y(kT) = \sum_{i=0}^j a_i x((k - (m_j - m_{j-i}))T). \quad (2)$$

Při praktické realizaci kumulačních technik je použita banka N paralelních filtrů tvořící kumulační kanály pro každý okamžik lT (obr. 2).



Obrázek 2: Struktura kumulačního systému (převzato z [3])

Pokud použijeme tuto strukturu kumulačního systému, potom nezáleží jak vzdálené jsou časové úseky mezi jednotlivými repeticemi. V momentě detekce prvního vzorku první repetice systém přepne přepínač k 0. kumulačnímu kanálu a při každé další detekci prvního vzorku jiné repetice je přepnut na následující kumulační kanál. Tím je zaručeno, že v l -tém taktu i -té repetice je vzorek x_l vstupního signálu přiveden na vstup l -tého kumulačního kanálu (přepínač přepínám v rytmu vzorkování). Kvůli dodržení synchronizace mezi detekcí počátku následující repetice a přepnutí na příslušný kanál je mezi vstupem a bankou filtrů vložen zpožďovací člen. Výstupní přepínač umožňuje čtení nakumulovaných hodnot ve stejném rytmu vzorkování jako je vstup ale i v jiném. Systém ovšem umožňuje i zobrazit na výstupu nakumulovaný signál v jakémkoliv rytmu.

Pro interpretaci vlastností kumulace ve frekvenční oblasti existují dva pohledy. Za prvé je možné zkoumat jak je ovlivněné spektrum procházejícího signálu (kumulace je za jistých podmínek lineární filtrace) a za druhé nás zajímají frekvenční vlastnosti jednotlivého kumulačního kanálu (jde také o filtr).

Vlastnosti frekvenčního spektra prošlého signálu si ukážeme na zjednodušeném případě, kdy jsou repetice periodické. Délka užitečných úseků lze vyjádřit jako NT . Vztah 6.2 přejde na:

$$y(kT) = \sum_{i=0}^j a_i x((k - iN)T). \quad (3)$$

Jedná se o nerekurzivní filtr s konečnou impulsní charakteristikou h_k (s každou repeticí se prodlužuje).

$$\{h_k\}: h_k = \begin{cases} a_i, & k=iN \\ 0, & k \neq iN \end{cases}, i=0,1,\dots,j \quad (4)$$

Celková frekvenční charakteristika je určena z přenosu $H(z) = \mathbf{Z}\{h_k\}$:

$$G(\omega) = H(e^{j\omega T}) = \sum_{i=0}^j a_i e^{-j\omega iNT} \quad (5)$$

Jde o tzv. *hřebenový filtr* (periodickou funkci s periodou $2\pi/NT$). Kumulací jsou tedy přenášeny všechny harmonické složky vstupního repetičního signálu. Čarové spektrum užitečné signálu zůstává zachováno, kdežto spojitě spektrum šumu je potlačeno.

Frekvenční vlastnosti samostatného kumulačního kanálu vyplývají z toho, že kanál může být charakterizován nerekurzivním filtrem. Časový rozestup mezi repeticemi nebereme v úvahu. Impulsní charakteristika takového filtru potom je:

$$\{_{ch} h_k\}: h_k = a_k, k=0,1,\dots,j \quad (6)$$

Frekvenční charakteristika tedy je:

$$G_{ch}(\omega) = H_{ch}(e^{j\Omega}) = \sum_{i=0}^j a_i e^{-ji\Omega}, \quad (7)$$

kde Ω je normovaný úhlový kmitočet (jelikož systém je taktován obecně nepravidelně, nelze použít reálný kmitočet se vztahem k času). Jedná se v podstatě o charakteristiku filtru dolní propust. Plně přenáší pouze konstantní část posloupnosti vzorků.

Úkolem kumulace je zlepšení poměru signálu k šumu. Dosazením do vztahu 6.1 za vstup součet složek zjistíme, že užitečný signál není závislý na pořadí repetice.

$$y(kT) = \sum_{i=0}^j a_i (_{(j-i)} s(lT) + _{(j-i)} n(lT)) = s(lT) \sum_{i=0}^j a_i + \sum_{i=0}^j [a_i \cdot _{(j-i)} n(lT)] \quad (8)$$

První člen vztahu udává signál po kumulaci a druhý šum. Složka signálu se po kumulaci změní na $\sum_{i=0}^j a_i$ - násobek původní hodnoty, kdežto šumová složka je náhodná, protože jde o lineární kombinaci j náhodných hodnot šumu. Můžeme pouze zjistit jak se změní průměrný šumový výkon.

Obecně se předpokládá, že před diskretizací byl spojitý šum $n(t)$ generován stacionárním a ergodickým náhodným procesem s hustotou pravděpodobnosti $p(n)$. Jeho střední výkon tedy je:

$$P_n = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T n^2(t) dt = \int_{-\infty}^{\infty} n^2 p(n) dt = \sigma_n^2 \quad (9)$$

Odtud plyne, že výkon šumu je určen rozptylem jeho rozdělení.

Pro úspěšnou kumulaci je rozhodující předpoklad nulové (případně velmi malé) korelace mezi realizacemi šumu v jednotlivých repeticích a také to, že šum je centrovaný proces. Zbytečné jsou předpoklady kladoucí důraz na to, aby měl šum normální rozdělení nebo aby byl bílý apod. Na kumulaci nemá vliv, i když je rušením harmonický signál s náhodnou fází vzhledem k počátkům repetic.

Je zřejmé, že průměrný výkon signálu je úměrný průměru kvadrátů hodnot signálu. Pokud se všechny hodnoty změnili $\sum_{i=0}^j a_i$ - krát, výkon signálu se změnil $\left(\sum_{i=0}^j a_i\right)^2$ - krát. Zlepšení výkonového poměru signálu k šumu tedy je:

$$K_p = \frac{\left(\sum_{i=0}^j a_i\right)^2}{\sum_{i=0}^j a_i^2} \quad (10)$$

A zlepšení průměrového hodnotového poměru signálu k šumu (tzv. napětového nebo proudového) je:

$$K_U = \frac{\sum_{i=0}^j a_i}{\sqrt{\sum_{i=0}^j a_i^2}} \quad (11)$$

Je patrné, že vlastnosti kumulace jsou závislé na počtu repetic braných v úvahu, tak i na vahách, kterým jsou jednotlivé repetice násobeny.

Výsledek jakékoliv kumulace je vždy náhodný signál i když užitečný vstupní signál je obvykle deterministický. Šumová složka je totiž vždy v nějakém smyslu náhodná. Proto i zlepšení poměru signálu k šumu je pouze průměrné zlepšení získané z vícekrát opakované kumulace téhož vstupního signálu. Pokud tedy kumulujeme malý počet repetic, nedá se očekávat velké zlepšení, ale je možné, že některé vzorky budou zatíženy velkými chybami. Chyby se mohou výjimečně objevit i při velkém počtu repetic. Při hodnocení úspěšnosti kumulace je třeba k možnému výskytu těchto abnormalit přihlídnout. Tato kapitola vychází z [1], [3], [5], [7].

2.2 Kumulace s rovnoměrnými vahami

2.2.1. Kumulace s pevným oknem

Kumulace signálu s pevným oknem představuje nejjednodušší typ kumulace. Na počátku se určí počet repetice M užitečného signálu, které budou brány v úvahu. Po nakumulování určeného počtu repetice je proces zastaven, pokud používáme systém s bankou N paralelních filtrů (viz Obr.2) lze následně vyhodnocovat výsledky z jednotlivých kumulačních kanálů. Při kumulaci s rovnoměrnými vahami a pevným oknem se nejčastěji používají váhy, které zachovávají původní úroveň signálu:

$$a_i = \frac{1}{M}, \forall i. \quad (12)$$

Obecný vztah (1) pro kumulaci je tedy modifikován na:

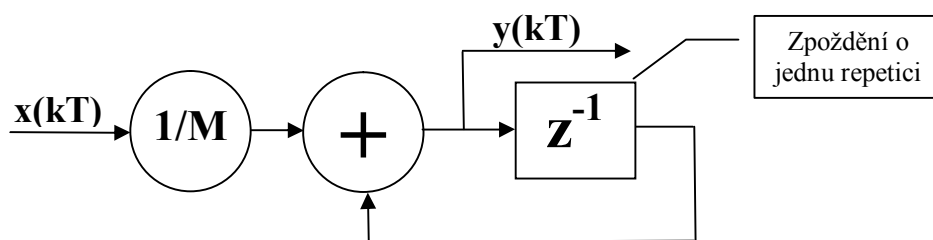
$$y(kT) = \sum_{i=0}^j \left[\frac{1}{M} \cdot x((j-i)T) \right], j = 0, 1, \dots, M-1 \quad (13)$$

Zlepšení hodnotového poměru signálu k šumu získáme z obecného vztahu (11). Pro kumulaci s pevným oknem platí, že po zpracování $j+1$ repetice je:

$$K_U = \frac{\sum_{i=0}^j \frac{1}{M}}{\sqrt{\sum_{i=0}^j \left(\frac{1}{M} \right)^2}} = \frac{\frac{j+1}{M}}{\frac{1}{M} \sqrt{j+1}} = \sqrt{j+1}. \quad (14)$$

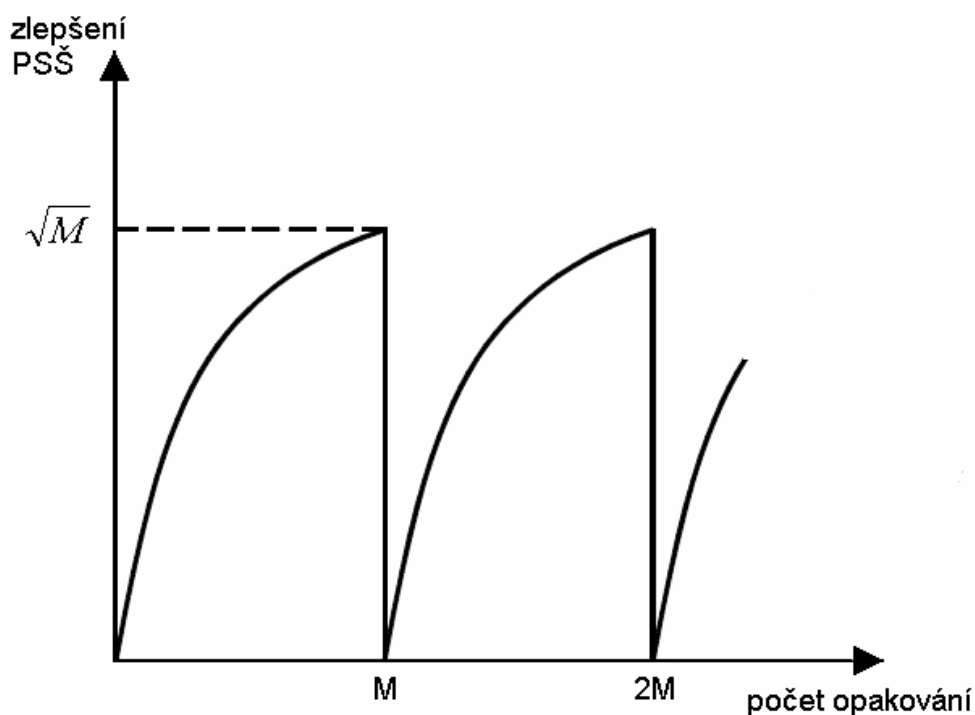
Hodnotový poměr signálu k šumu tedy roste s odmocninou počtu zahrnutých repetice a na konci celého kumulačního procesu se rovná \sqrt{M} . Množství užitečného signálu v jednotlivých kanálech roste lineárně s počtem zahrnutých repetice. Nejlepší možné zlepšení poměru signálu k šumu při kumulaci M repetice je \sqrt{M} .

Při realizaci kumulace s pevným oknem pomocí nerekurzivní struktury je třeba $M-1$ zpožďovacích členů, které jsou na počátku každé následující kumulace vynulovány. Pro tento typ kumulace je ovšem mnohem výhodnější nerekurzivní struktura (Obr.3). Jedná se o nejjednodušší rekurzivní systém 1. řádu realizující sumátor, u kterého k násobení vstupu konstantou $1/M$. Takovýto systém pracuje na mezí stability (způsobeno jednotkovou zpětnou vazbou). Nestabilita je ovšem vyloučena, jelikož po konečném počtu kroků od vynulování je systém zastaven.



Obrázek 3: Struktura kumulačního kanálu pro kumulaci s pevným oknem

Kumulace s pevným oknem je vhodná pro jednorázové získání očištěného repetičního signálu. Pokud by byl dán požadavek na sledování pomalých změn, tak je tato metoda nevhodná, protože po zpracování M repetic jsou všechny kumulační kanály opět nulovány. Navíc repetiční signál s největším potlačením šumu odpovídající danému M je dostupné pouze jedenkrát za M repetic (Obr.4). Tento typ kumulace není možné charakterizovat ve frekvenční oblasti, neboť nemůže pracovat neomezeně dlouho bez nulování kumulačních kanálů, [1], [3].



Obrázek 4: Dynamické vlastnosti - pevné okno

2.2.2 Kumulace s klouzavým (plovoucím) oknem

Kumulace signálu pomocí klouzavého okna dokáže na rozdíl od kumulace s pevným oknem plynule zaznamenat pomalý vývoj repetičního signálu. Princip metody vychází

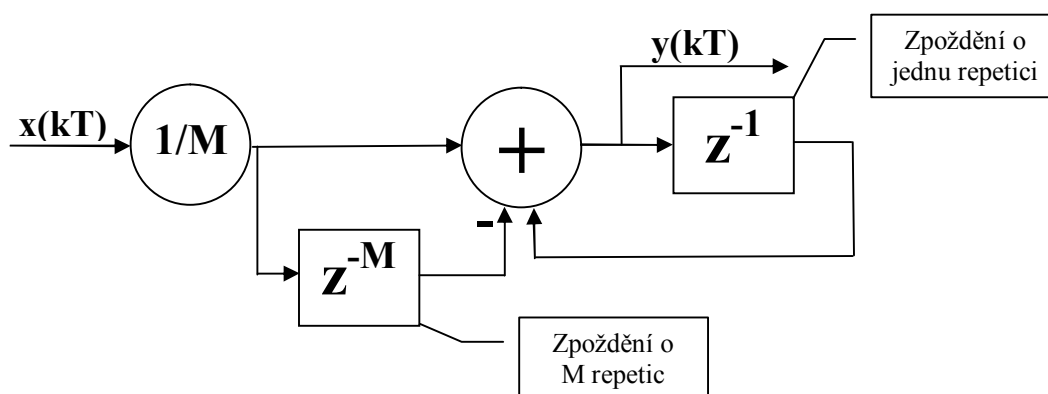
z principu kumulace s pevným oknem. Nejdříve nastavíme velikost okna, do kterého následně nakumulujeme prvních M repetíc. Následně ovšem nedojde k nulování všech kanálů ale odstraní se pouze nejstarší repetice a nahradí se novou. Uchováno je vždy posledních M repetíc a váhy, se kterými jsou repetice sčítány jsou:

$$a_i = \begin{cases} \frac{1}{M}, & i=0,1,\dots,M-1 \\ 0, & i \geq M \end{cases}, \quad (15)$$

tzn., že členy starší než M posledních repetíc mají nulovou váhu. Obecný vztah (1) pro kumulaci je tedy modifikován na:

$$y(kT) = \sum_{i=0}^{\max(j, M-1)} \left[\frac{1}{M} \cdot x((j-i)T) \right], \quad j = 0, 1, 2, \dots \quad (16)$$

Realizace klouzavé kumulace nerekurzivní strukturou je obdobná jako u pevného okna s tím rozdílem, že po naplnění zpožďovacího řetězce není před další repeticí nulován. Hodnoty jsou v něm posouvány jako u běžného FIR filtru a proto do výstupu vstupují pouze hodnoty z posledních M repetíc. Rekurzivní struktura bud v tomto případě složitější než u pevného okna. Je třeba doplnit zpožďovací řetězec s M registry, který uchová informaci o vzorku jenž má být v následném kroku odstraněn. Ukázka takového modelu je na obr. 5.

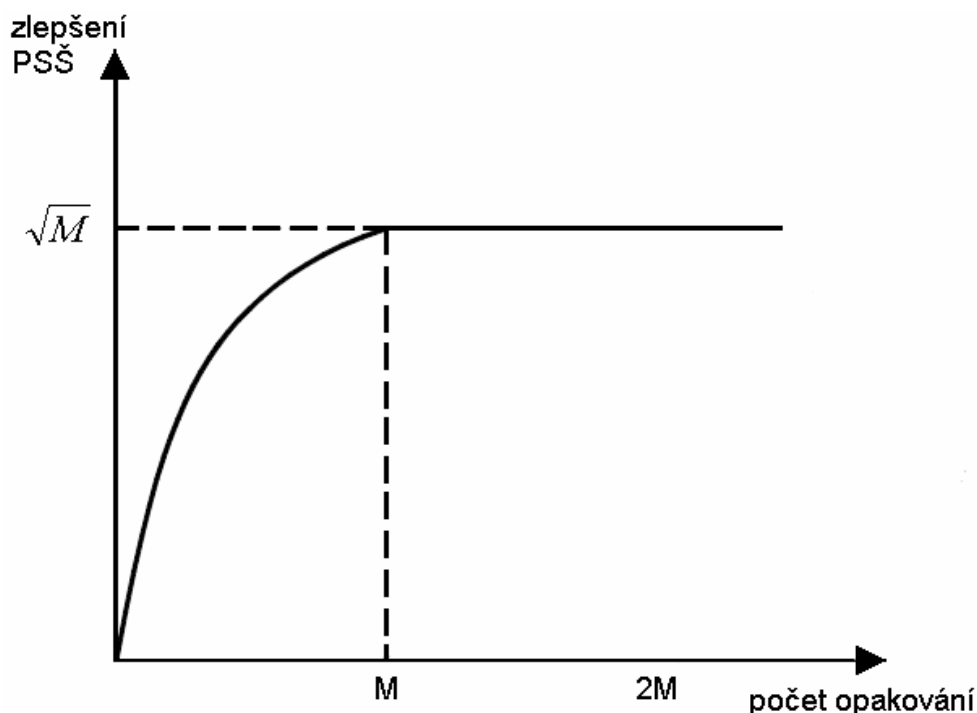


Obrázek 5: Struktura kumulačního kanálu pro kumulaci s klouzavým oknem

Z popisu plyne, že rekurzivní struktura je oproti nerekurzivní složitější díky vyššímu počtu potřebných registrů. Metoda klouzavého okna je tím pádem pro přístrojovou realizaci příliš náročná, proto bývá realizována softwarově.

Dynamicke vlastnosti plovoucí kumulace jsou znázorněny na Obr.6. Z něj je patrné, že největšího zlepšení poměru signálu k šumu (\sqrt{M}) dochází po přijetí M repetíc (pro velikost okna M). Pro všechny následující repetice už je poměr signál – šum roven stále maximu (tj. \sqrt{M}). Pokud by ale vstupní signál skokově změnil svoji velikost a ustálil se na

této hodnotě, pak by se po dobu M repetíc výstup lineárně měnil a posléze ustálil na nové hodnotě.



Obrázek 6: Dynamické vlastnosti - klouzavé okno

Na rozdíl od kumulace s pevným oknem můžeme u metody klouzavého okna určit vlastnosti ve frekvenční oblasti. Je to dáno tím, že po určité době nejsou registry nulovány, pouze se v nich mění hodnoty. Za předpokladu periodicky se opakujících repetíc je frekvenční charakteristika systému definována jako:

$$G(\omega) = \sum_{i=0}^{M-1} \frac{1}{M} e^{-j\omega NT} . \quad (17)$$

Jedná se o hřebenový filtr zdůrazňující složky $\omega = m(2\pi/NT)$, $m=0,1,2,\dots$. Filtr tedy zdůrazňuje složky spektra užitečného periodického signálu s periodou NT a šum reprezentován ostatními kmitočty je potlačován. Potlačení šumové složky je tím výraznější, čím větší velikost okna M je použita, [1], [3].

2.3 Exponenciální kumulace

Exponenciální kumulace představuje modifikovanou kumulaci s klouzavým oknem. Rozdíl se nachází v hodnotách váhovaných koeficientů. U předchozí metody byly koeficienty voleny buď 0 nebo 1, tzn. že příspěvky jednotlivých repetíc působily po dobu M plnou vahou a posléze byly z výsledku úplně vypuštěny. U exponenciální kumulace ovšem váhované koeficienty klesají takto:

$$a_i = q^i, \quad q \in (0,1), \quad i = 0,1,2,\dots \quad (18)$$

a dochází k postupnému „zapomínání“ směrem do minulosti (nejvyšší váhu mají poslední repetice). Protože se jedná o metodu s klouzavým oknem (ovšem ne pravoúhlým ale exponenciálním), mohou být zaznamenány i pomalé změny ve vstupním signálu. Obecný vztah je pro tuto metodu upraven na:

$$y(kT) = \sum_{i=0}^j [q^i \cdot x(lT)] \quad j = 0,1,2,\dots \quad (19)$$

Vzhledem k tomu, že koeficient q je volen z intervalu $(0,1)$ pak kumulační kanál představuje stabilní filtr, který může pracovat neomezeně dlouho.

Jelikož součet geometrické řady pro koeficient zesílené užitečného signálu je:

$$\sum_{i=0}^j a_i = \sum_{i=0}^j q^i = \frac{1-q^{j+1}}{1-q}, \quad (20)$$

což se v limitě pro velký počet repeticí rovná $1/(1-q)$, tak výstupní užitečný signál bude oproti originálnímu repeticí zesílen. Pro průměrné zlepšení signálu k šumu můžeme odvodit vztah:

$$K_U = \frac{\sum_{i=0}^j a_i}{\sqrt{\sum_{i=0}^j a_i^2}} = \frac{\sqrt{\frac{1-q^{j+1}}{1-q}} \sqrt{\frac{1+q}{1-q}}}{\sqrt{\frac{1+q}{1-q}}}, \text{ v limitě tedy } K_U = \sqrt{\frac{1+q}{1-q}}. \quad (21)$$

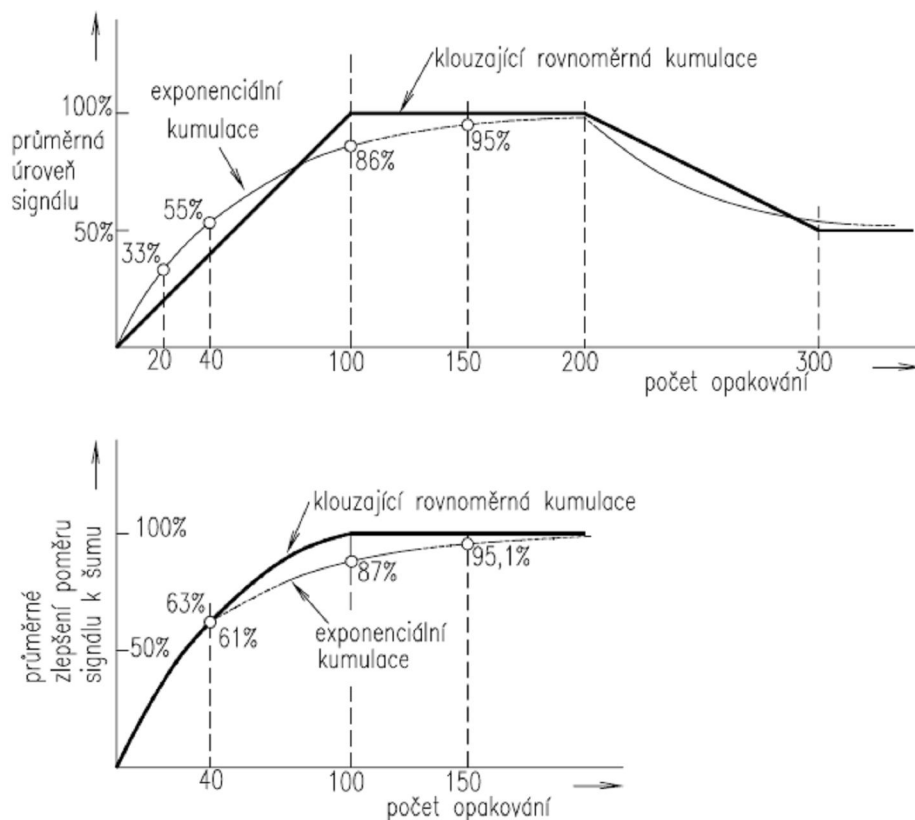
Jak je z obou vztahů patrné, tak výsledná amplituda signálu i průměrné zlepšení signálu k šumu závisí na velikosti zpětnovazebního koeficientu q . Čím více se koeficient q blíží 1, tím vyšších hodnot nabývají oba parametry, ale současně tím déle trvá přiblížení k ustálenému stavu.

Standardem pro návrh exponenciální kumulace bývá považována rovnoměrná kumulace s klouzavým oknem. Proto je navrhována tak, aby se svými parametry blížila rovnoměrné kumulaci s odpovídajícím M . Požadavkem je, aby průměrné zlepšení signál – šum obou metod bylo stejné. Proto je q určováno dle vztahu:

$$\sqrt{M} = \sqrt{\frac{1+q}{1-q}}, \text{ tj. } q = \frac{M-1}{M+1}. \quad (22)$$

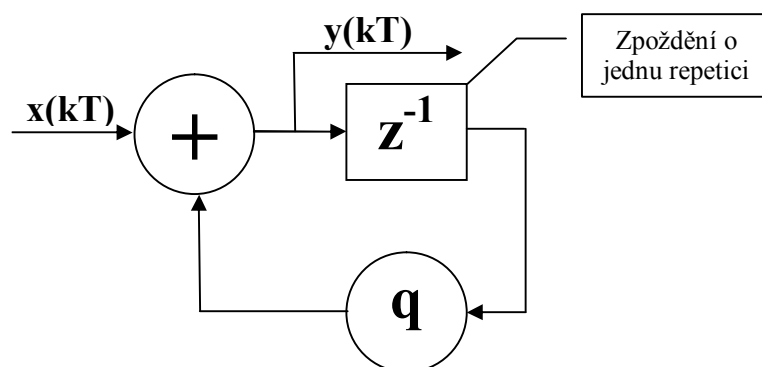
Dynamicke vlastnosti exponenciální kumulace pro $q = 0,980198$ a metody klouzavého okna s odpovídajícím $M = 100$ (pro srovnání) jsou na obr. 7. Horní graf znázorňuje závislost užitečného signálu na výstupu na počtu repetic. Je z něj zřejmé, že skokovou změnu na počátku kumulace lépe zachycuje exponenciální metoda. Z grafu je možné vyčíst reakci obou metod na snížení úrovně signálu po 200. repetici. Druhá charakteristika představuje průměrné

zlepšení signálu k šumu v závislosti na počtu přijatých repetíc. Podle ní můžeme prohlásit, že obě metody se liší pouze velmi málo. Po M repeticích dosahuje exponenciální kumulace poměrného zlepšení 86% a maximum se přiblíží po $1,5M$ repeticích.



Obrázek 7: Dynamické vlastnosti expon. ($q=0,980198$) a plovoucí ($M=100$) kumulace (převzato z [3])

Realizace exponenciální kumulace nerekurzivní strukturou není z principu možná. Délka zpoždovacího řetězce odpovídá počtu zpracovaných repetíc, tzn. že délka bude bez omezení narůstat. Proto je pro tento typ kumulace možná pouze rekurzivní realizace (Obr.8), která je velmi jednoduchá a téměř se neliší od realizace kumulace s pevným oknem (u obou případů stejná impulsní charakteristika). Jediný rozdíl je ve zpětnovazebním koeficientu, který je pro exponenciální kumulaci roven q . Systém je tedy nepatrně složitější (o N násobení na repetici) oproti systému s pevným oknem, ale umožňuje sledování pomalého vývoje repetičního signálu jako klouzavé okno, které má mnohem složitější realizaci.



Obrázek 8: Struktura kumulačního kanálu při exponenciální kumulaci

Vlastnosti exponenciální kumulace ve frekvenční oblasti jsou podobné vlastnostem klouzavého okna. Celkový frekvenční přenos (pro periodické repetice) se bude v limitě pro velký počet repetice blížit:

$$G(\omega) = \sum_{i=0}^{\infty} q^i e^{-j\omega i NT} = \frac{e^{j\omega NT}}{e^{j\omega NT} - q}. \quad (23)$$

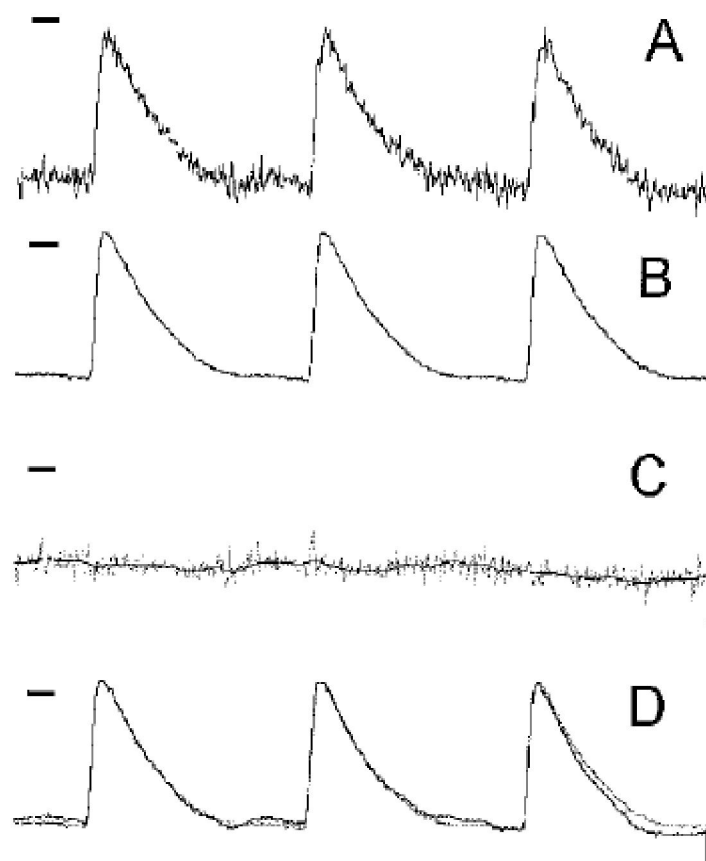
Půjde opět o hřebenový filtr zdůrazňující složky spektra užitečného periodického signálu s periodou NT . Pouze tu chybí vyjádřené nuly přenosu, [1], [3].

3. Filtrovaná rezidua

Každý biologický signál sejmутý z povrchu těla se vyznačuje určitým vývojem v čase (nízkofrekvenční složky). Jednotlivé kumulační metody ovšem nízkofrekvenční složky užitečné části vstupního signálu částečně potlačí (např. tvar P-vlny, nízkofrekvenční – spektrální složky do 10-15 Hz [15]) a výsledný signál tak nemá stejnou vypovídající hodnotu. Tento problém řeší metoda filtrovaných reziduí, která využívá rozdílů odpovídajících si vzorků vstupního (zarušeného) signálu s výsledným kumulovaným pro nalezení stacionární části (nulové linie – tzv. *reziduum*) originálního vstupního signálu. Získané reziduum je filtrováno filtrem typu dolní propust (DP), která zachová, v tomto případě podstatné, nízkofrekvenční složky. Výsledek filtrace je nazýván *filtrované reziduum* – FR.

Volbou mezní frekvence dolní propusti určujeme množství nízkofrekvenční složky vstupu, které přičteme k výstupnímu kumulovanému signálu. Zvyšováním hodnoty mezní frekvence také do jisté míry zlepšujeme výstupní poměr signál-šum, zlepšuje rekonstrukci vstupního signálu, ovšem také zvyšujeme množství šumu na výstupu. Proto je při volbě frekvence dolní propusti nutné zvolit jistý kompromis, aby výstupní kumulovaný signál obsahoval šum v mezích únosnosti a bylo dosaženo věrohodného průběhu. Metoda filtrovaných reziduí má dobré zlepšení SNR pro nízkofrekvenční i vysokofrekvenční složky narozdíl od lineární filtrace (dobrý výsledek u nízkých frekvencí a špatný u vysokých) nebo mediánové filtrace (zlepšení u nízkých i vysokých frekvencí pouze malé) a proto je její použití v tomto případě vhodné. [6]

Jednotlivé kroky metody jsou znázorněny na obr. 9. Prvním úkolem je získání rezidua výpočtem rozdílu vstupního zarušeného (obr.9-A) a kumulovaného (obr.9-B) signálu. Získané reziduum (obr.9-C) je filtrováno DP pro zvýraznění nízkofrekvenční složky. Výsledek filtrace (FR) se přičte ke kumulovanému signálu (obr.9-D) a získáme kumulovaný signál se stejným časovým vývojem nulové linie jako v případě originálního signálu. [6]



Obrázek 9: Princip filtrovaných reziduí (převzato z [6])

4. Biologické signály

Lidský organismus a jeho funkce jsou úzce spojeny s generací, přenosem a zpracováním biologických signálů (biosignálů). Tyto signály slouží v biologii a medicíně k vyjádření informací o sledovaném biologickém systému (lidském organismu). Biosignály jsou z lidského těla získávány neinvazivně pomocí elektrod umístěných na povrchu kůže nebo v určitých případech i invazivně – přímo z příslušných orgánů. Velmi často bývají informace nesené sejmutými signály znehodnoceny rušením či šumem, proto bývají dále zpracovávány (užití transformací či filtrace).

Biologické signály můžeme podle původu vzniku rozdělit do mnoha kategorií (elektrické, impedanční, magnetické, akustické, chemické, mechanické optické, tepelné, radiologické a ultrazvukové). V našem případě se omezíme pouze na signály elektrické. Jsou generovány nervovými a svalovými buňkami jako důsledek elektrochemických procesů (vznik akčního potenciálu -> přenos na okolní buňky -> vznik elektrického pole v tkáni). Tyto změny v potenciálech příslušných tkání jsou snímány a získáváme signály EKG, EEG, EMG FEKG a mnohé jiné. [8] V každém z těchto jmenovaných biosignálů najdeme určitou repetiční složku a tím pádem je u nich vhodné provádět filtraci pomocí kumulačních metod.

4.1 Srdce a EKG křivka

Srdce je tlakově – objemové čerpadlo, které po těle rozvádí kyslík a další nepostradatelné látky pro lidský život. Jeho práci lze rozdělit do dvou kategorií – elektrickou a mechanickou. Obě části jsou velice úzce propojeny. Přenos elektrického signálu je zprostředkováván pomocí tzv. převodního systému. Je tvořen sinoatriálním uzlem (SA – místo primární automacie), síňovými drahami (vodivá svalovina síní), atrioventrikulárním uzlem (AV – přechod signálu ze síní na komory), Hisovým svazkem (zpomalení signálu), Tawarovými raménky a zakončen je Purkyňovými vlákny (na vnější straně myokardu). Při průchodu elektrického signálu výše popsanými drahami dochází k tzv. *depolarizaci* příslušných částí myokardu a jeho mechanické práci. [9]

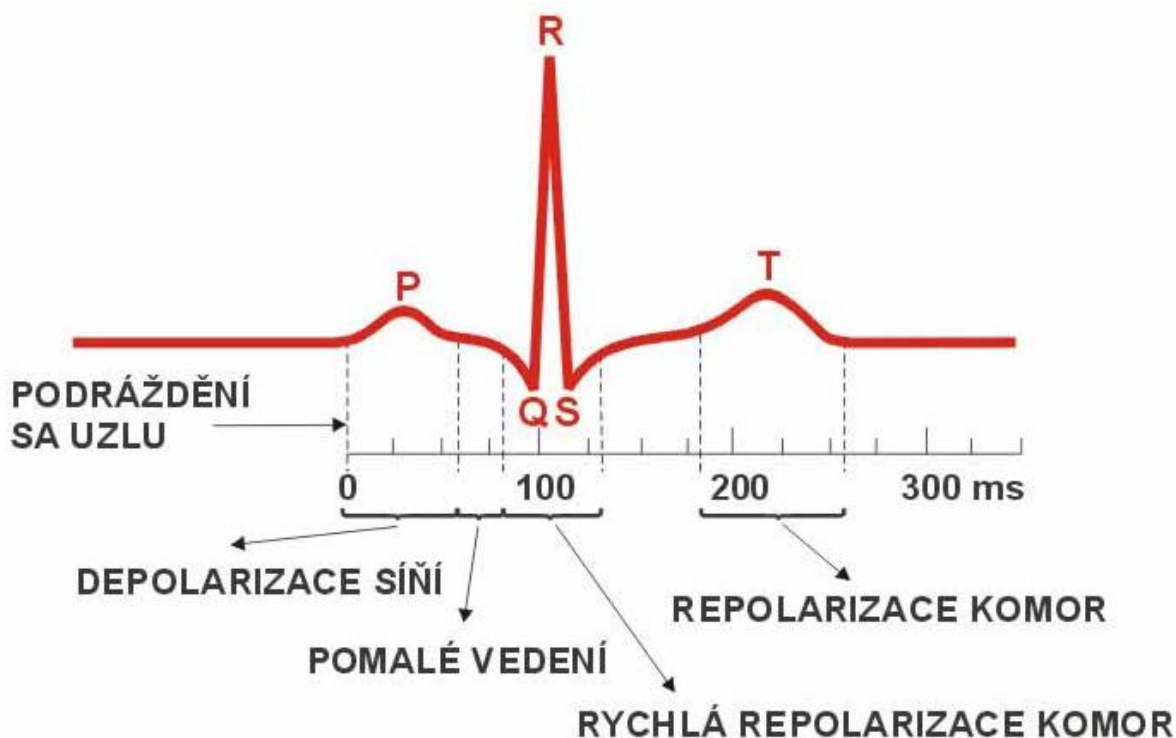
Průchod elektrického impulsu převodním systémem srdce má za následek vznik elektrického pole dostatečně silného, aby mohlo být pomocí elektrod zaznamenáno i na povrchu těla. Toho využívá metoda elektrokardiografie (EKG), která snímá rozdíly potenciálů na různých částech lidského těla v různém čase a ukládá tyto informace do EKG křivky.

K záznamu potenciálů se nejčastěji používá 10 elektrod rozmístěných na těle pacienta, z čehož 4 elektrody jsou na končetinách (elektroda na pravé noze představuje zemnicí svorku) a zbylých 6 elektrod je umístěných na hrudníku okolo srdce. Toto zapojení elektrod je jedno z nejpoužívanějších a nazývá se 12-ti svodový systém, jelikož při měření mezi různými

elektrodami získáme 12 charakteristických svodových EKG křivek. Podle elektrod, mezi kterými probíhá snímání, dělíme svody na: *bipolární* (Einthovenovy končetinové) a *unipolární* (Goldbergerovy končetinové a hrudní). [9]

Typický EKG signál (viz obr.10) zaznamenávající časový průběh elektrických dějů srdce se skládá z charakteristických vln (dvou případně tří) a kmitů (tří). Každá z vln a každý kmit představuje určitou fázi srdce. EKG křivka obsahuje:

- **Vlnu P:** představující přechod vzruchu z SA uzlu na svalovinu síní. Následkem toho jsou síně depolarizovány. Její výška (naměřené napětí) bývá do 0,25 mV a doba trvání do 0,1 s.
- **QRS komplex:** skládající se z kmitů Q, R a S. Udává nám depolarizaci komor. Naměřené napětí do 1mV na končetinových svodech a do 2,5 mV na hrudních svodech. Délka trvání 0,06 – 0,1 s. Během trvání komplexu QRS dochází k repolarizaci síní.
- **Vlna T:** udává repolarizaci komor. Velikost cca 1/3 kmitu R. Normální délka trvání je 0,2s.
- **Vlna U:** není přítomna na každém EKG záznamu. Její příčina není známa, může se jednat o pozdější repolarizaci části komor. Její velikost je do 0,2 mV. [13]



Obrázek 10: EKG křivka (převzato z [11])

Velikost vln obsažených v EKG signálu je pod hranicí 1 mV, výjimku tvoří mohutný R kmit dosahující napětí až 2,5 mV. Základní harmonická složka je dána srdeční tepovou frekvencí a z křivky se zjistí podle vzdálenosti sousedních R kmitů. Tepová frekvence

běžného klidového EKG se pohybuje okolo 1 Hz, při zátěži či různých onemocněních však může vzrůst i na více jak dvojnásobek. Jelikož má EKG velkou vypovídající hodnotu o stavu srdeční aktivity, tak je nepostradatelnou pomůckou při diagnostice kardiovaskulárních onemocnění a odhalování vrozených srdečních vad. [13]

5. Detekce QRS komplexu

QRS komplex je nejvýraznější impuls celé EKG křivky, který charakterizuje depolarizaci komorové svaloviny. Hlavní část energie je zastoupena ve frekvenčních pásmech od 5 do 20 Hz. Vzhledem k jeho dominanci je vhodné využít R-kmit jako vztažný bod k nalezení repetice potřebných pro kumulaci. Repetice je potom tvořena úsekem signálu mezi dvěma sousedními vztažnými body (R-kmity) EKG křivky. [12]

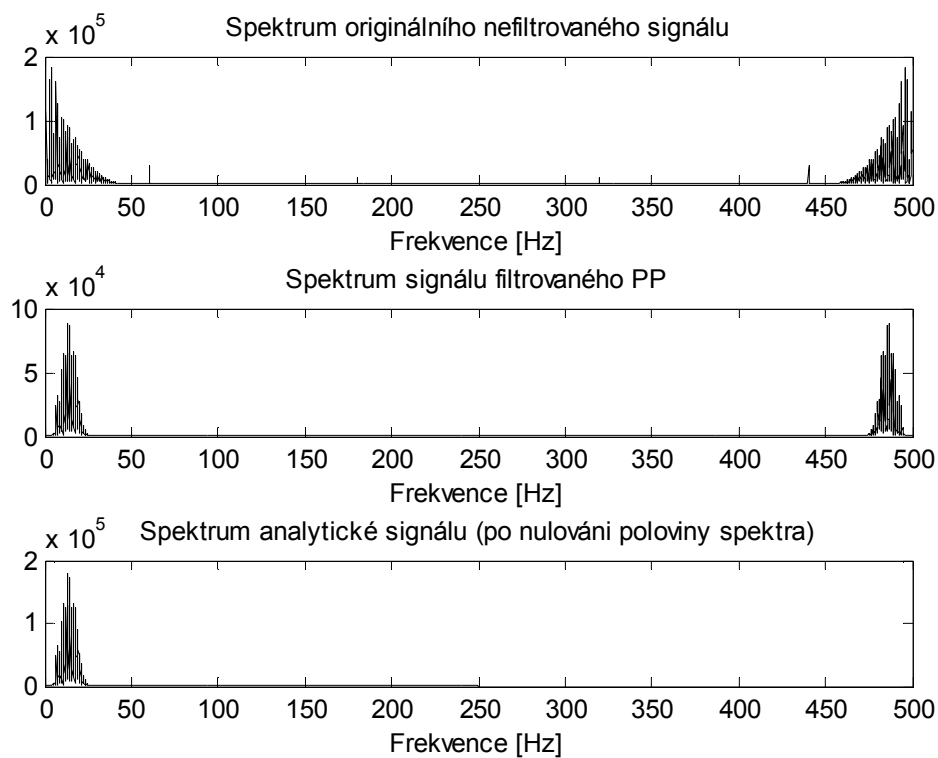
Detektorů QRS komplexů je v praxi užíváno mnoho, vzájemně se však liší principem předzpracování signálu i principem detekce. Mezi nejrozšířenější metody detekce QRS komplexu patří detektory založené na principu: umocnění filtrovaného signálu, obálky filtrovaného signálu, vlnkové transformace, neuronových sítí, derivace signálu a číslicových filtrech, genetických algoritmů, algoritmů používajících dvou anebo více svodů pro spolehlivější detekci apod. Existují i detektory pracující v reálném čase, ale ty se uplatňují především u monitorovacích systémů používaných ve zdravotnických zařízeních. [14]

V této práci využijeme detektoru pracujícím na principu obálky filtrovaného signálu, neboť se jedná o jednoduchou metodu s vysokou spolehlivostí detekce. Detektor byl převzat z [12] a pro potřeby kumulací mírně upraven.

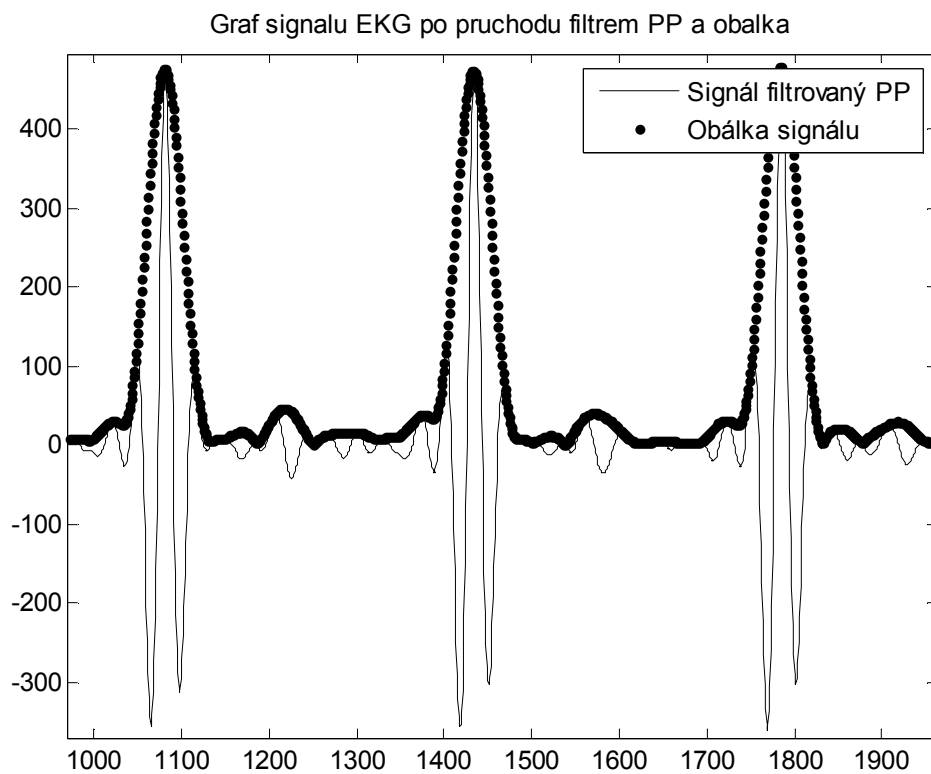
5.1 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu

EKG signál, jak jsme se již zmínili, obsahuje kromě QRS komplexu i jiné vlny, které pro detekci QRS komplexu jsou zbytečné a mohly by způsobovat chyby. Proto vstupní část detektoru obsahuje filtr typu pásmová propust (PP), který má dolní mezní kmitočet 10 Hz a horní 20 Hz. Tímto krokem se zbavíme driftu, projevujícího se do 2 Hz, síťového rušení, vln P, T a případně i U pokud je přítomna. Takto filtrovaný signál ztrácí svoji diagnostickou hodnotu, ovšem pro naše potřeby je výhodný.

Dalším blokem, do kterého signál vstupuje je analytický filtr. Na jeho vstup přichází reálný signál modelovaný dvojicí vektorů rotujících proti sobě ($A = A_n + A_p$). Hilbertova transformace signálu, který přísluší k vektoru A , je také signál modelovaný dvojicí vektorů rotujících proti sobě ($B = B_n + B_p$). Pootočením záporně rotujícího vektoru B_n o 90° získáme vektor (jB_n), který se vyruší s vektorem A_n . Jelikož byly vektory B_n a B_p sdružené, platí tedy $Z = A + jB$. Tento součet představuje analytický signál s jednostranným spektrem – pouze složky rotující kladným směrem (obr. 11, [12]). Obálku signálu (obr.12, [12]), se kterou dále pracujeme získáme, pokud z analytického signálu vytvoříme absolutní hodnotu. Pro zvýraznění obálku umocníme druhou mocninou. [12]



Obrázek 11: Originální spektrum signálu a napůl vynulované (pro signál W008 z CSE databáze)



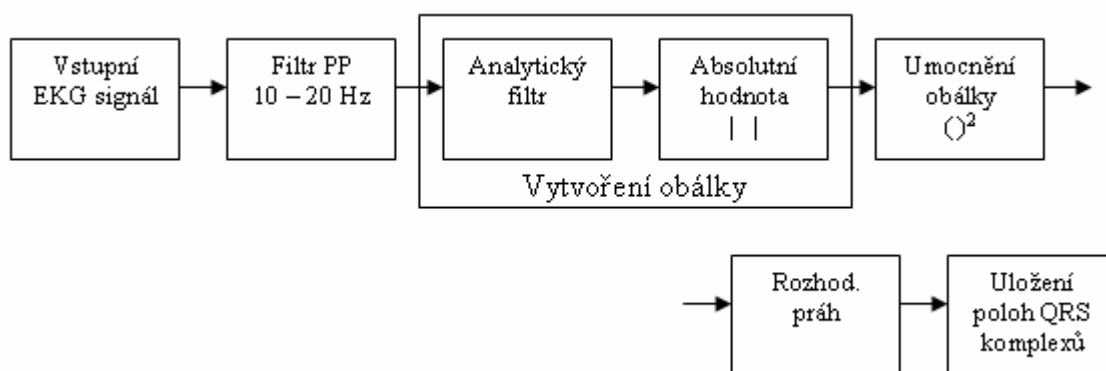
Obrázek 12: Graf filtrovaného signálu a obálka (pro signál W008 z CSE databáze)

Poslední část detektoru má za úkol detekovat maxima předzpracovaného signálu, která odpovídají R-kmitu. Hovoříme o algoritmu hledající QRS komplex podle adaptivních prahových kritérií.

První krok je určení prahu, podle kterého budeme rozhodovat o výskytu QRS komplexu. Pevný práh je pro detekci nevýhodný, protože se nedokáže přizpůsobit změnám amplitud signálu. Proto použijeme adaptivní práh. Jeho první hodnotu získáme, pokud z maximální výchylky nalezené v prvních dvou vteřinách filtrovaného signálu vezmeme 60 %. Jestliže následně najdeme v signálu hodnotu převyšující práh, aplikujeme okno o šířce QRS komplexu, ve kterém hledáme maximum představující R-kmit. Poloha a hodnota R-kmitu je zaznamenána (po předchozí korekci, která je nutná při použití filtrů) a práh je nastaven na 60 % této hodnoty.

Součástí detekčního algoritmu je i ošetření příliš krátké nebo dlouhé vzdálenosti mezi komplexy. Krátká vzdálenost může být způsobena detekcí falešné výchylky v signálu způsobené například odpojením elektrody. Proto se udává minimální vzdálenost mezi komplexy, obvykle nastavena na 1/10 průměrné vzdálenosti. Naopak je-li vzdálenost příliš velká (1,66 násobek průměrné vzdálenosti), je nastaven vysoký detekční práh. Ten je zmenšen při překročení maximální určené vzdálenosti R-R kmitů a probíhá zpětná detekce. [12]

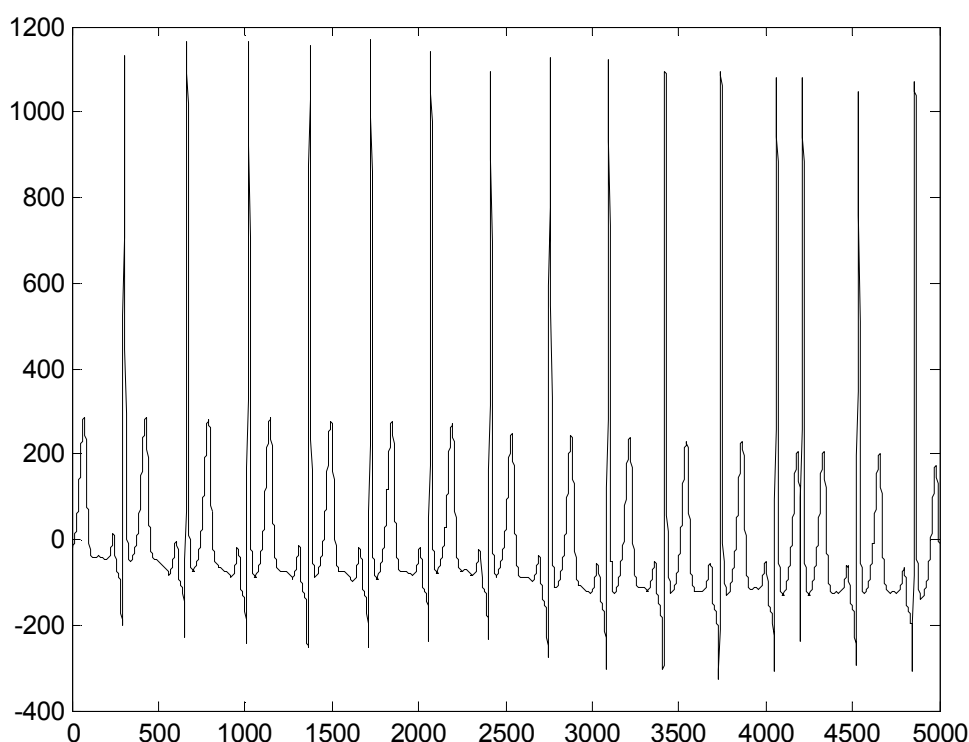
Blokové schéma detektoru pracujícího na principu obálky filtrovaného signálu je naznačeno na obr. 13. Spolehlivost tohoto detektoru je vyšší jak 99 % ($S^+ = 99,81\%$ a $PPH = 99,52\%$), což je pro potřeby kumulace dostačující.



Obrázek 13: Blokové schéma detektoru pracující na principu obálky signálu (převzato z [12])

6. Přizpůsobení délky repetice

Po určení vztažných bodů a z nich vytvořených repetice (úsek mezi sousedními R-vlnami) stále nemůžeme přistoupit k samotné kumulaci. Délky jednotlivých repetice si totiž neodpovídají (obr.14), což je podstatný problém pro realizaci jednotlivých kumulačních metod. Jednotlivé vlny EKG signálu by vzájemně „nelícovaly“ a docházelo by k výraznému zkreslení a ztrátě diagnostické informace. Proto je nutné použít funkci k přizpůsobení délky jednotlivých repetice na standardizovanou délku (medián ze všech délek repetice). Nejběžněji se využívá lineární funkce, lineární lomená funkce nebo tzv. S-funkce.



Obrázek 14: Signál EKG (1.mat) s různými délkami repetice

6.1 Přizpůsobování délky lineární funkcí

Natahování (případně zkracování) délky repetice pomocí lineární mapovací funkce je nejjednodušší případ přizpůsobení, vhodný především pro repetice s podobnou délkou.

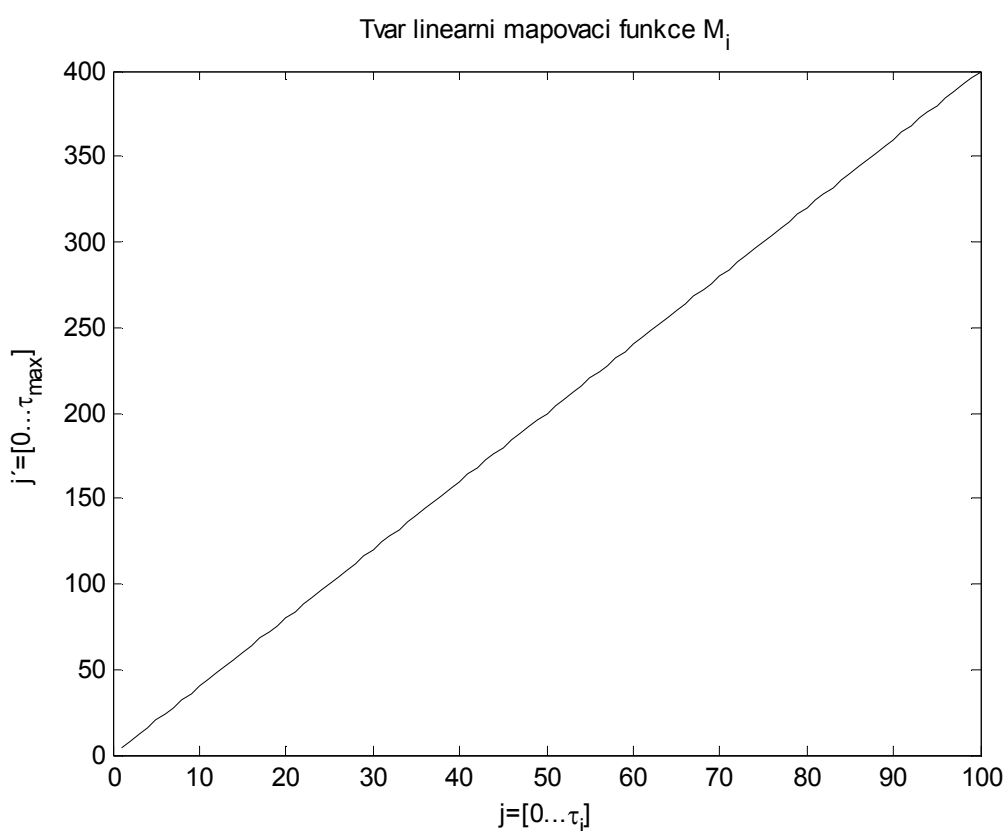
Zvolíme-li si $x(k)$ jako vstupní signál složený z m R vln, kde $1 \leq k \leq n$ a t_i , které značí počáteční index i -tého R kmitu, kde $0 \leq i \leq m$, $t_0 = 1$ a $t_m = n + 1$. $x(n + 1)$ představuje fiktivní vzorek, který není součástí vstupního signálu a t_m je zavedeno pro zjednodušení výpočtu vzorce τ . Interval i -tého RR úseku je $\tau_i = t_{i+1} - t_i$, pro $0 \leq i \leq m - 1$. τ_{max} je maximum ze všech τ_i a $x'(k)$ představuje novou normovanou délku repetice, kde $1 \leq k \leq m \tau_{max}$. Natahování

znamená konverzi x do x' takovou, že i -tý RR úsek je mapován do intervalu $[i \tau_{\max}, \dots, (i + 1)\tau_{\max} - 1]$. Zkracování je inverzní operace k natahování.

Při natahování je bod $x(t_i + j)$ mapován do bodu $x'(i\tau_{\max} + j')$, kde $j' = M_i(j)$. Mapovací funkce M_i je definovaná jako $[0, \dots, \tau_i] \rightarrow [0, \dots, \tau_{\max}]$. Při splnění podmínek: $M_i(0) = 0$ a $M_i(\tau_i) = \tau_{\max}$ by tento průběh měl být kontinuální a vzestupný. Pro zkracování je bod $x'(i\tau_{\max} + j')$ mapován do bodu $x(t_i + j)$, kde $j = M_i^{-1}(j')$. Nejjednodušší volbou je

$$M_i(j) = j\tau_{\max} / \tau_i, \quad (24)$$

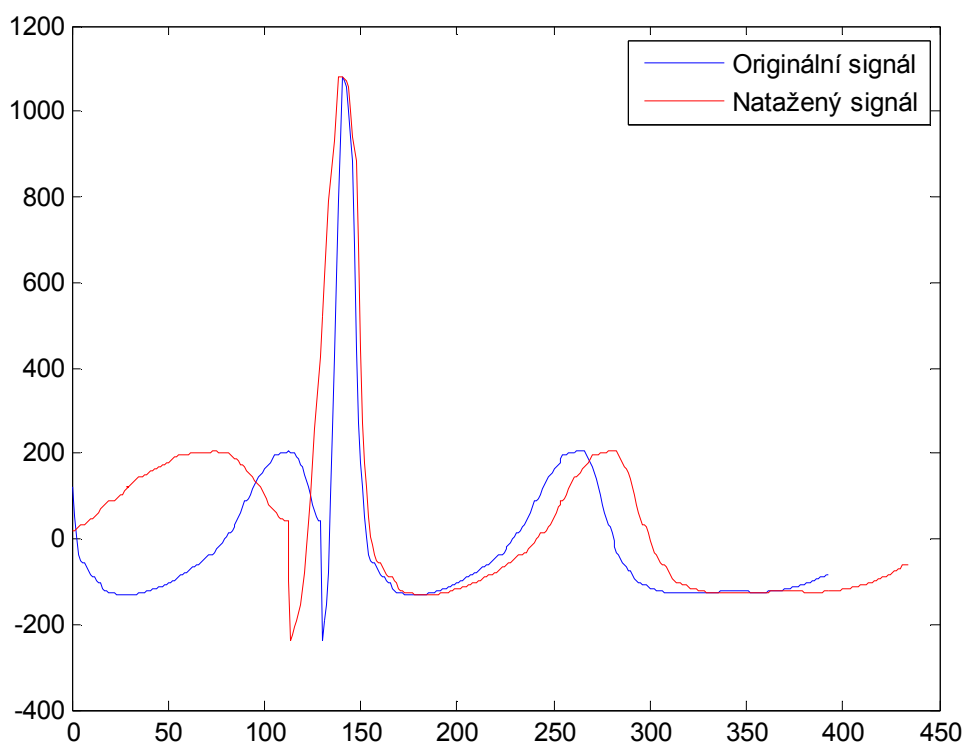
tj. lineární natahování (obr.15).



Obrázek 15: Tvar lineární mapovací funkce M_i

Taková funkce ale není nejlepším řešením. Biologické signály, včetně zkoumaného EKG, mají nosnou informaci každou repetici shodnou (i např. doba trvání QRS komplexu), ale délka jednotlivých repetic přitom může být dosti rozdílná. V případě lineárního natahování nebo zkracování na normovanou délku by došlo ke ztrátě „lícování“ odpovídajících si vln (především R-vln, viz. Obr.16) a následnou kumulací (průměrováním) bychom získali rozmazaný signál (=ztráta části diagnostické informace). [6]

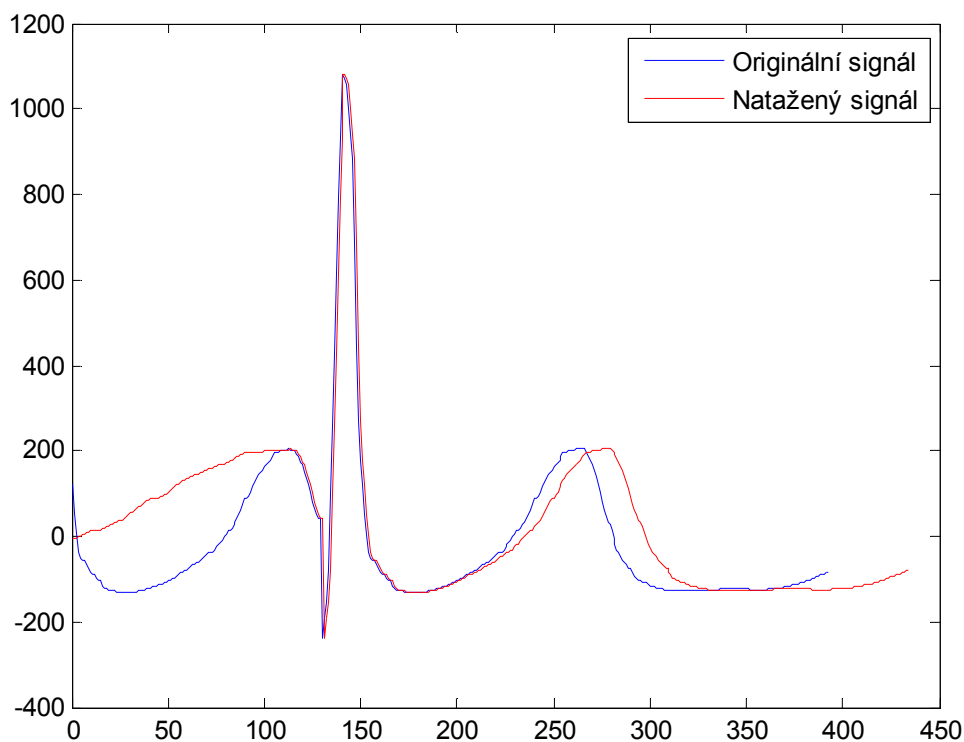
Přizpůsobení délky repetice pomocí lineární funkce je vhodné především pro signály, u kterých jsou si délky jednotlivých repetice podobné a bude docházet pouze k malému natahování / zkracování. Ztráta „licování“ tak bude zanedbatelná a nebude mít výraznější dopad na výsledný signál. Výhodou metody jsou především menší výpočetní nároky, dané jednoduchým předpisem lineární funkce, nevýhody výše popsané však převažují a proto pro signály EKG je tato metoda nevhodná.



Obrázek 16: Ztráta "licování" (signál 1.mat)

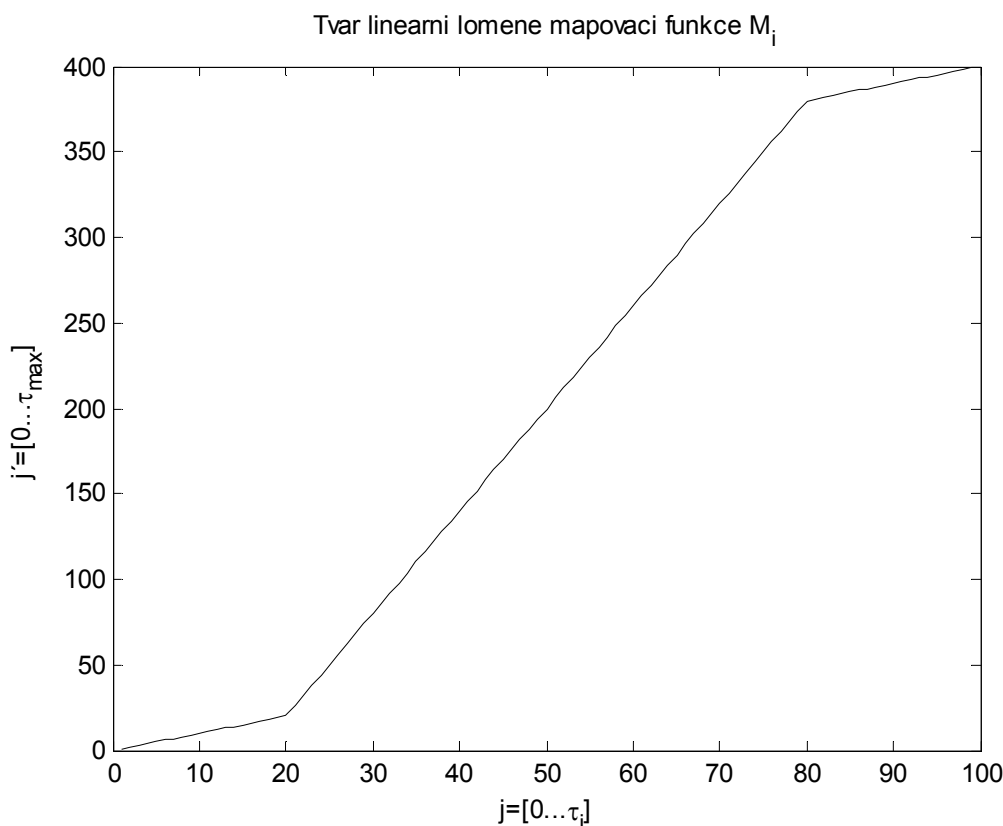
6.2 Přizpůsobování délky lineární lomenou funkcí

Aby se předcházelo rozmazání kumulovaného signálu, je nutné mapovat jinak vysokofrekvenční obsah (R-kmity) a nízkofrekvenční obsah (zbylé vlny). Jelikož repetice je tvořena úsekem mezi sousedními R-kmity, je vhodné zvolit lineární měřítko v oblasti R-kmitů (zamezení natahování / zkracování) a přizpůsobení délky provést na nízkofrekvenční části signálu (mezi R-kmity). Kumulace tak bude mít minimální dopad na QRS komplex a mírné rozmazání proběhne pouze v úseku mezi sousedními QRS komplexy (obr.17).



Obrázek 17: Zachované "lícování" - především u R-kmitu (signál 1.mat)

Tvar takovéto lineární lomené mapovací funkce je znázorněn na Obr.18. Z něj je patrné, že oblast R-kmitů má lineární měřítko (1:1) a zbylá nízkofrekvenční část signálu je natažena na standardizovanou délku dle strmé přímky. Nevýhodou této funkce je ostrý přechod mezi částmi křivky pro vysokofrekvenční složku a pro nízkofrekvenční složku signálu. Tyto ostré přechody se mohou u některých signálů negativně projevit, především při natahování na velmi odlišnou standardizovanou délku. Proto ani tato metoda není úplně nejlepším řešením pro přizpůsobování délky repetice.



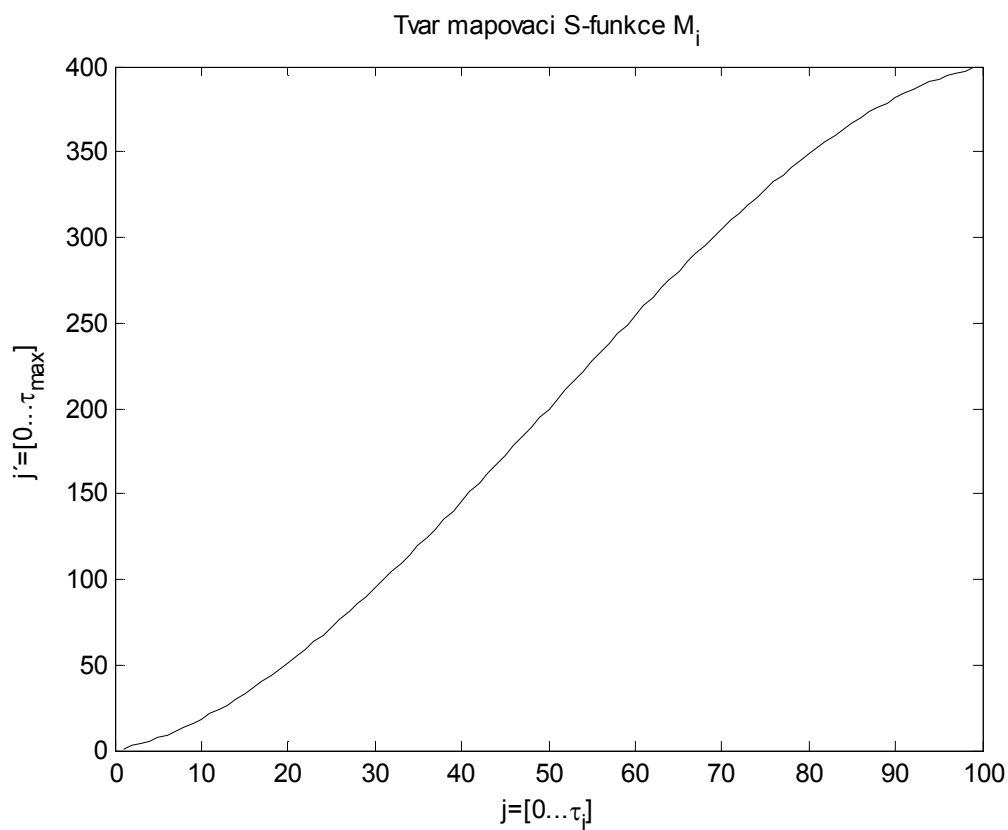
Obrázek 18: Tvar lineární lomené mapovací funkce M_i

6.3 Přizpůsobování délky S-funkcí

S-funkce je v podstatě lineární lomená funkce s hladkými přechody mezi jednotlivými úseky křivky. I toto mapování není zcela perfektní, ale je vhodnější než pomocí lineární a lineární lomené funkce. Následující funkce polynomu pro hodnoty $\tau_i \leq \tau_{max}$ (význam všech použitých symbolů je stejný jako v kapitole 6.1) vyhovuje všem zvoleným podmínkám:

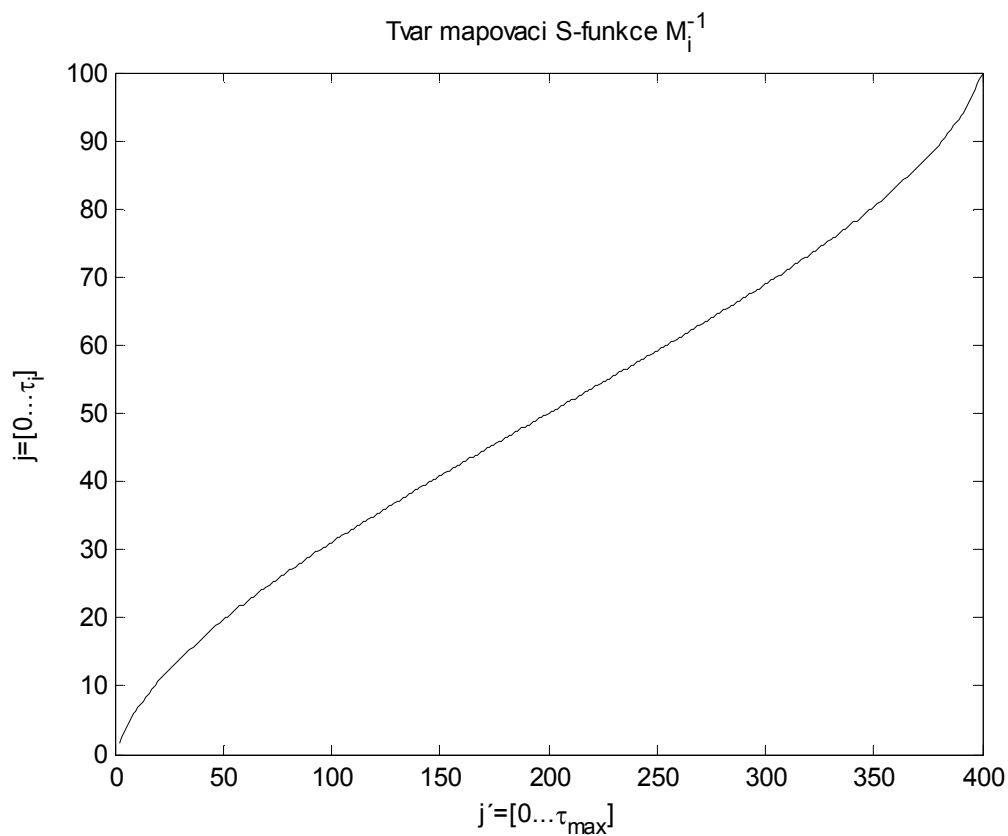
$$j' = M_i(j) = j + 3(\tau_{max} - \tau_i) \left(\frac{j}{\tau_i} \right)^2 - 2(\tau_{max} - \tau_i) \left(\frac{j}{\tau_i} \right)^3. \quad (25)$$

Tvar mapovací S-funkce dle vztahu (25) je znázorněn na obr.19. Je z něj patrné, že v oblasti R-kmitů dochází k minimálnímu ovlivnění (nejvíce lineární) a zbytek signálu (nízkofrekvenční část) je hladce a kontinuálně natažena na standardizovanou délku. Díky hladkým přechodům mohou být lépe mapovány části signálu nacházející se mezi vysokými a nízkými frekvencemi. Funkce bohužel nezohledňuje fyziologické vztahy mezi délkou repetice a charakteristikou každé vlny (stejně jako lineární i lineární lomená funkce).

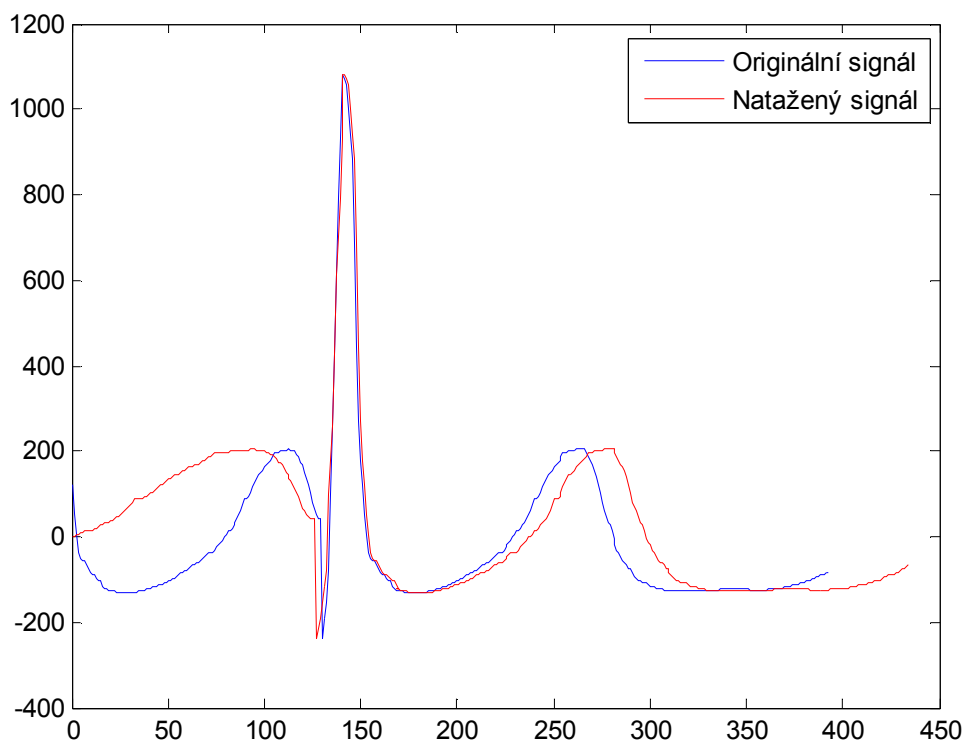


Obrázek 19: Tvar mapovací funkce M_i

Graf mapovací funkce M_i^{-1} polynomu (25) je získán pouze osovou souměrností k funkci M_i . Odvození vztahu pro funkci zkracování by bylo velmi složité a náročné. Ukázka funkce M_i^{-1} je na Obr.20.



Obrázek 20: Tvar mapovací funkce M_i^{-1}



Obrázek 21: Zachované "lícování" (R-kmit) a plynulé přechody (signál 1.mat)

Z obr. 21 je jasné patrné, že natahování / zkracování pomocí S-funkce se jeví jako vhodná metoda pro přizpůsobování repetice EKG signálu. Oproti lineární funkci jí nevadí ani situace, kdy jsou délky jednotlivých repetice podstatně rozdílné a oproti lineární lomené funkci lépe (pozvolnější přechod) mapuje přechody mezi vysokými a nízkými frekvencemi. K určité ztrátě lícování zde také dochází, ale nachází se v únosných mezích. Jedná se tedy o vhodnou metodu využitelnou v této práci, neboť složitost realizace není oproti lineární a lineární lomené metodě nijak markantní. Snad jedinou nevýhodou S-funkce je stále nezohledňování fyziologických vztahů mezi délkou repetice a charakteristikou každé vlny.

6.4 Přizpůsobování délky metodou DTW

Jedná se nelineární metodu dynamického borcení časové osy (dynamic time warping) sloužící k přizpůsobení dvou vektorů (signálů / repetice) na stejnou délku tak, aby si odpovídaly lokální extrémů průběhu signálu (v našem případě EKG). Přizpůsobení je modelováno časově nelineární funkcí se specifickými vlastnostmi (tzv. bortivá funkce). V praxi to znamená, že máme repetici (signál) o standardizované délce popsanou vektorem hodnot tvořící obraz referenční repetice a repetici (signál) s odlišnou délkou popsanou vektorem hodnot tvořící obraz testované repetice. Při aplikaci metody DTW jsou brány postupně prvky zkoumaného (testovaného) vektoru a porovnávány s příslušnými i sousedními prvky referenčního vektoru. Ze zjištěných vzdáleností prvků je vybrána ta nejkratší, určující obraz hledaného prvku. Tento princip je postupně aplikován na všechny prvky testovaného vektoru. [19], [20].

Je-li obraz testované repetice délky I : $A = \{a(1), a(2), \dots, a(n), \dots, a(I)\}$ a obraz referenční repetice délky J : $B = \{b(1), b(2), \dots, b(n), \dots, b(J)\}$, pak algoritmus metody DTW hledá v rovině (n, m) funkci DTW $m = \psi(n)$. Taková funkce se nazývá optimální cesta a hledá minimum funkce D celkové vzdálenosti mezi oběma obrazy A a B

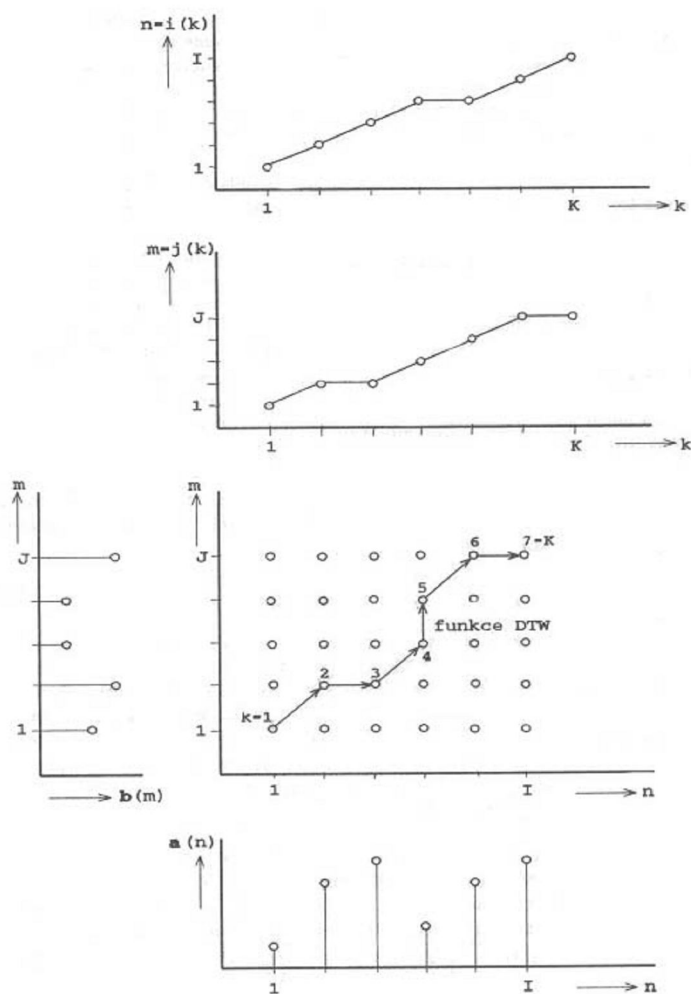
$$D(A, B) = \sum_{n=1}^I d[a(n), b(\psi(n))], \quad (26)$$

kde $d[a(n), b(\psi(n))]$ je lokální vzdálenost mezi n -tým prvkem obrazu A a m -tým prvkem obrazu B . [19]

Poté je algoritmem hledána optimální cesta vyjádřená funkcí a vztahem mezi m a n . Zavedením obecné časové proměnné k se obě proměnné m a n vyjádří jako funkce k :

$$\begin{aligned} n &= i(k), & k &= 1, \dots, K \\ m &= j(k), & k &= 1, \dots, K, \end{aligned}$$

kde K je délka obecné časové osy pro obrazy A a B . Hledání optimální cesty funkce DTW je znázorněno na Obr.22.



Obrázek 22: Funkce DTW (převzato z [19])

Metoda DTW má kromě výše popsaného postupu ještě další požadavky na přípustnou oblast funkce (omezení na hraniční body, omezení na lokální souvislosti a lokální strmost, globální vymezení oblasti pohybu funkce DTW, orientace souřadných os a měření vzdálenosti), které zde nejsou zmíněny, neboť v praktické části práce není tato metoda používána. Prakticky realizovány jsou pouze mapovací funkce, které jsou vhodnější, protože natahování / zkracování neprobíhá vzhledem k referenčnímu vektoru, ale jen k jeho délce. Tím pádem je eliminována negativní vlastnost DTW, kterou je přizpůsobování průběhu natahované / zkracované repetice k referenční repetici. Takové přizpůsobování průběhu by mohlo mít negativní vliv na časový vývoj signálu a na věrohodnost rekonstrukce vstupního signálu.

7. Praktická realizace

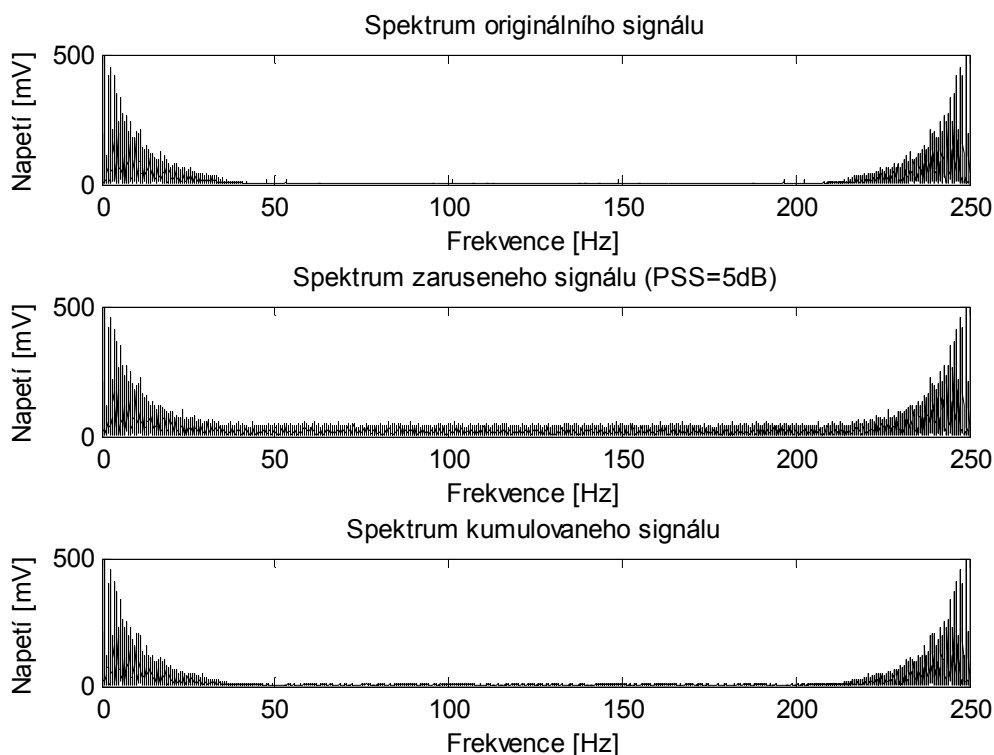
Následující kapitola obsahuje popis, ukázky výstupů a zhodnocení jednotlivých kumulačních metod, metody filtrovaných reziduí a algoritmu pro přizpůsobení délky repetice realizovaných v programovém prostředí Matlab. Zhodnocení úspěšnosti kumulace je vyhodnoceno na základě výstupních poměrů signál-šum (SNR) a porovnáno s teoretickými předpoklady.

7.1 Kumulace EKG signálů

Tato podkapitola představuje praktické řešení jednotlivých kumulačních metod a ukazuje výsledky, kterých je dosaženo.

Vstupní signál pro vytvoření výstupních grafů kumulačních metod byl použit signál *e0105.mat* pocházející z ST-T databáze. Délka signálu je 40 000 vzorků, což odpovídá při vzorkovací frekvenci 250 Hz 160 sekundám záznamu, obsahující 146 QRS komplexů [16]. K tomuto signálu je přičten náhodně generovaný šum s normálním rozložením a nulovou střední hodnotou (bílý šum, pomocí funkce *randn*) představující EMG (elektrická aktivita svalů) rušení objevující se především v zátěžových signálech. Zarušený signál vstupující do kumulačních algoritmů měl nastaven poměr signál šum na 5dB. Vykreslená spektra pro originální signál, zarušený a kumulovaný jsou na Obr.23.

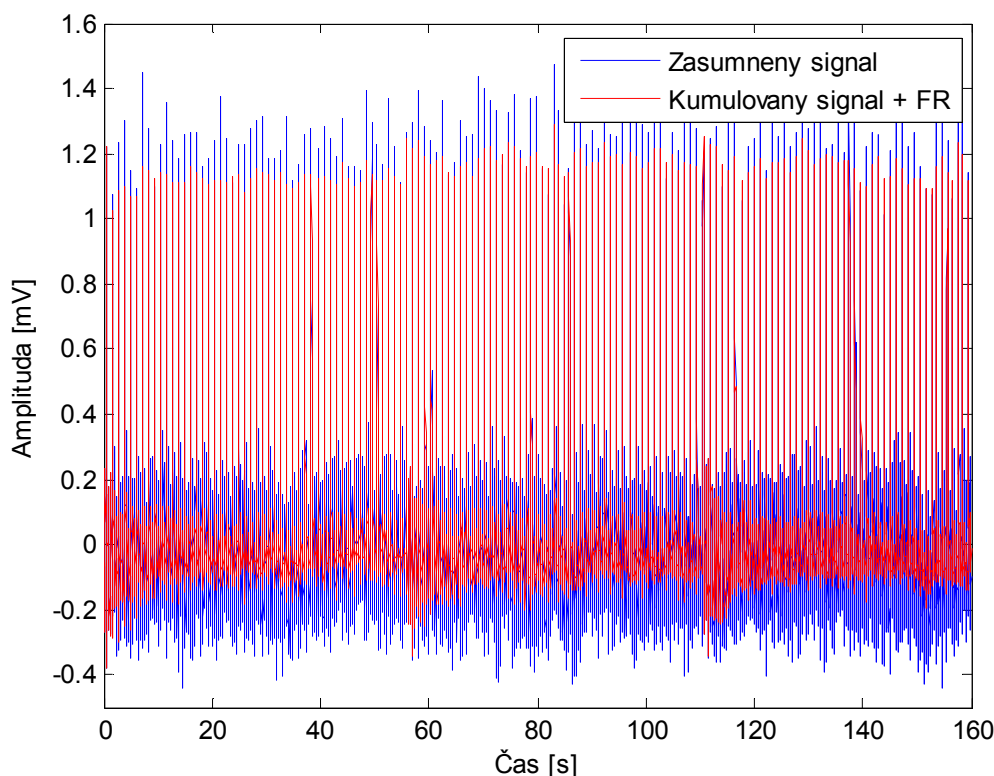
Parametry vstupu všech tří metod byly shodné a to, velikost okna $M = 50$ repetice, mezní frekvence filtrovaných reziduí $f_{mez} = 8$ Hz a standardizovaná délka repetice je medián ze všech délek (přizpůsobení pomocí S-funkce). Barevné značení grafů této kapitoly je také sjednoceno, *modře* je značen vstupní zarušený signál a *červeně* výstupní kumulovaný signál (s přičteným filtrovaným reziduem).



Obrázek 23: Spektra signálů

7.1.1. Rovnoměrná kumulace s pevným oknem

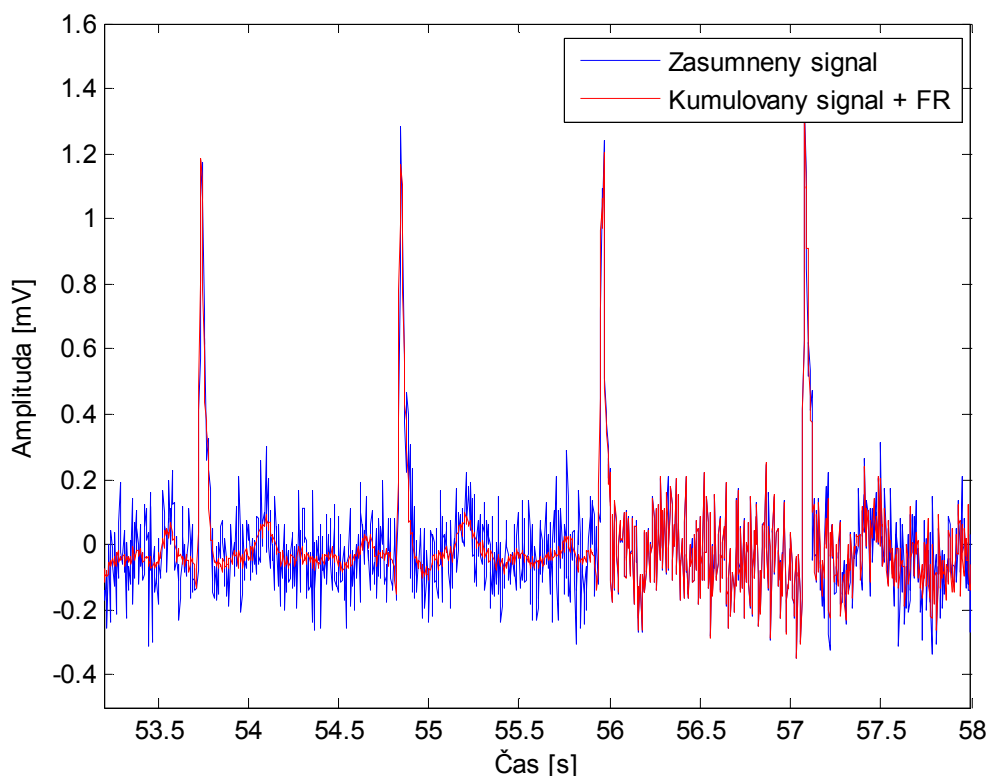
Obr.24 zachycuje průběh celého 160 sekund dlouhého zarušeného a kumulovaného EKG signálu vygenerovaný algoritmem pevného okna. Z grafu je patrné plnění okna (v algoritmu charakterizováno proměnnou *zasobník*) repetice a postupné zlepšování poměru signál-šum až k nejlepší hodnotě, které je dosaženo při naplnění okna poslední repeticí. Při příchodu další repetice je okno vymazáno a dochází k jeho opětovnému plnění, stejně jak je naznačeno na Obr.4 v teoretické části práce. Jelikož signál obsahuje 146 QRS komplexů, pomocí kterých je vytvořeno 145 repetice, dojde k úplnému naplnění okna, tím i získu nejlepšího SNR, pouze dvakrát. Pro naplnění třetího okna chybí ještě 5 repetice.



Obrázek 24: Signál po kumulaci s pevným oknem

Z dalšího Obr.25 je vidět naplnění okna poslední repeticí, následné vymazání okna a uložení nově příchozí repetice, která je úplně shodná s odpovídající částí zarušeného signálu (možné drobné odlišnosti mohou být způsobeny přizpůsobováním délky repetice, podrobněji viz. kapitola 7.3). Je to dáno tím, že jde o první repetici v okně a není možno ji kumulovat (průměrovat) s jinou. Stejnou shodu mezi výsledným kumulovaným a vstupním zarušeným signálem lze v grafu nalézt po každém nulování okna, ale také na začátku signálu před příchodem prvního QRS komplexu. V tomto případě je to zapříčiněno nutností doplnit chybějící část signálu, která není zahrnuta do kumulačního procesu (signál před první repeticí).

Stejný problém nastává i s částí signálu za posledním QRS komplexem (poslední repeticí), ten je ale na rozdíl od začátku doplněn odpovídajícím úsekem kumulovaných repetice z posledního nenaplněného okna.



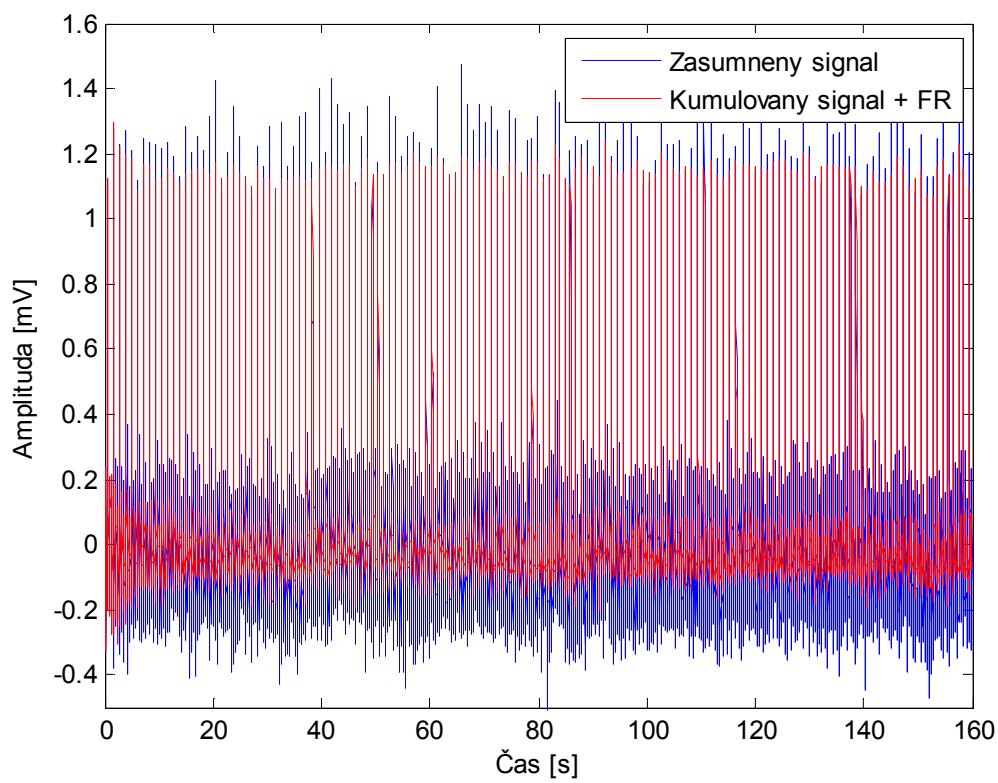
Obrázek 25: Detail naplnění a vymazání okna

Výše obecně zmiňované okno bylo při praktické realizaci v Matlabu nahrazeno maticí *zásobník*, do jejíž řádků byly ukládány repetice se standardizovanou délkou. Z uložených repetit (jejich odpovídajících si vzorků) byl vypočítán průměr pomocí příkazu *mean*. Jestliže počet řádků matice dosáhl zadané hodnoty (velikost okna), v tomto případě 50, byla matice vynulována a ukládání bylo započato opět od prvního řádku.

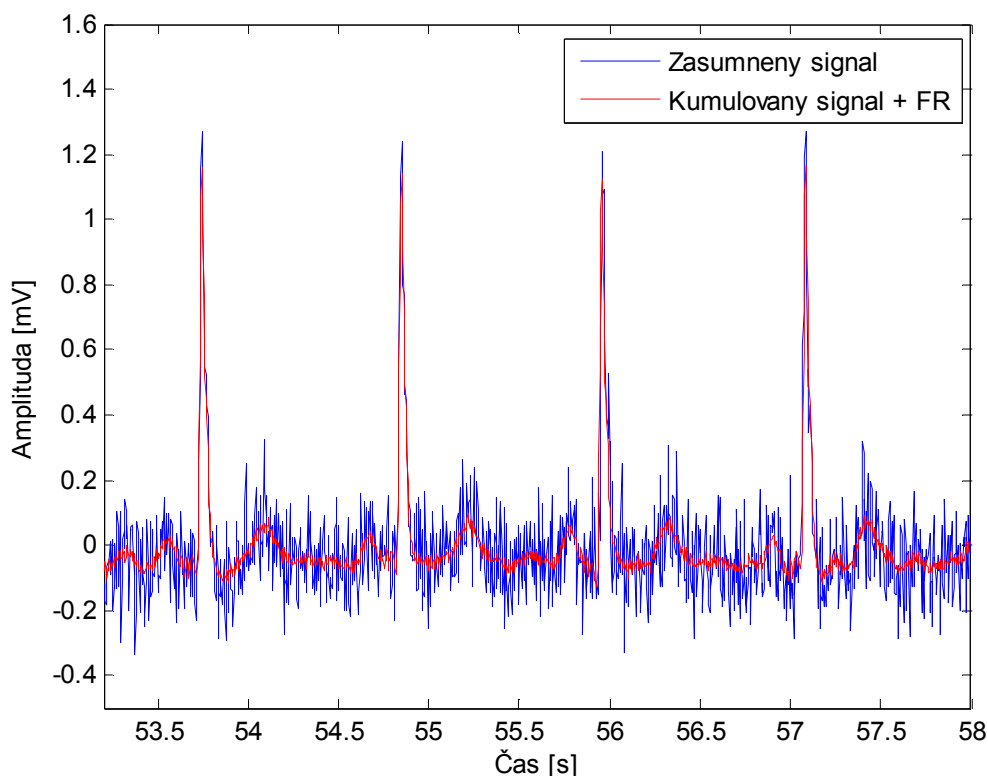
7.1.2. Rovnoměrná kumulace s plovoucím oknem

Další realizovaný algoritmus představuje metodu plovoucího okna. Na Obr.26, který zachycuje zarušený a kumulovaný signál, je vidět, že oproti metodě pevného okna zde dochází k naplnění okna pouze jednou za celý průběh signálu. Nejlepší poměr signál-šum kumulovaného signálu tak získáme po naplnění okna a je k přítomen až do konce EKG průběhu (dle Obr.6 v teorii). Ukládání repetit do okna je z počátku stejné jako u předchozí metody, první repetice je shodná s odpovídajícím úsekem zarušeného signálu a následně s každou další repeticí se SNR zlepšuje. Je-li okno naplněno, nedojde k úplnému vynulování, ale z průměru je vypuštěna nejstarší repetice a je nahrazena nově příchozí => kumulace od této chvíle probíhá na stále stejném počtu repetit. Proto také výstupní SNR zůstává ustálen a

na Obr.27 (stejný úsek signálu jako na Obr.25) nepozorujeme žádné nulování okna a tedy i rapidní pokles výstupního SNR.



Obrázek 26: Signál po kumulaci s plovoucím oknem



Obrázek 27: Detail 53-58 s - jako u pevného okna

Problém s úsekem před a po posledním QRS komplexu nastává i u této metody. Opět tyto úseky signálu nelze zahrnout mezi repetice a proto je s nimi naloženo stejně jako u pevného okna. Část kumulovaného signálu před prvním QRS komplexem je doplněn příslušnou částí zarušeného signálu a část za posledním QRS komplexem je doplněn odpovídajícím úsekem kumulovaných repetic.

Praktická realizace okna v algoritmu byla provedena opět pomocí matice *zasobník*, jejíž řádky byly tvořeny repeticemi, ze kterých byl pomocí příkazu *mean* počítán průměr (proběhla kumulace). Jestliže počet řádků matice dosáhl zadané velikosti okna (50 repetic), došlo k vynulování pouze prvního řádku s nejstarší repeticí. Dále proběhl posun repetic na řádcích, aby nejstarší ze zbylých byla uložena na prvním řádku a nově příchozí měla volné místo na posledním. Toto mazání a přeskupování řádků probíhá v každém kroku do doby, dokud jsou přítomny nové repetice.

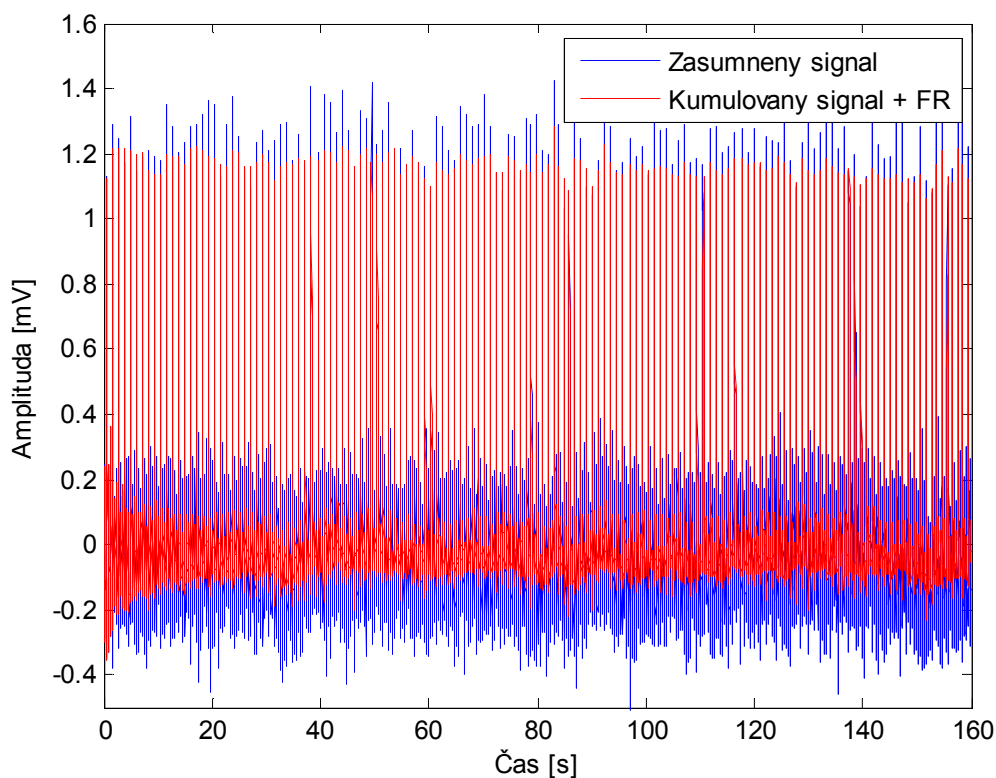
7.1.3. Exponenciální kumulace

Exponenciální kumulace je podobná kumulaci s plovoucím oknem (viz Obr.28). Nejedná se ovšem o klasickou metodu s oknem, takže u ní nedochází k zapomínání repetic skokově (po naplnění okna), ale repetice jsou zapomínány postupně dle jejich stáří (podle

místa ve vstupním signálu). Podobnosti s plovoucím oknem se využívá i při návrhu koeficientu zapomínání q . Ten je navrhován tak, aby průměrné zlepšení SNR se blížilo zlepšení SNR metody plovoucího okna. K určení je proto použita velikost okna M metody plovoucího okna, jenž slouží jako standart pro návrh (v našem případě $M = 50$). Koeficient q určíme dle vztahu (22), pro náš případ:

$$q = \frac{M-1}{M+1} = \frac{49}{51} \approx 0,9608. \quad (27)$$

Váhy přisuzovány jednotlivým repetícím jsou voleny od 1 (pro nejnovější repetici) po q -násobcích směrem do minulosti. Toto váhování repetic má však za následek snižování amplitudy výstupního kumulovaného signálu (viz. Obr.29), proto kumulované repetice tvořící výstupní signál násobit (příp. dělit) „korekčním“ koeficientem, určeným počtem kumulovaných repetic (podrobněji níže).

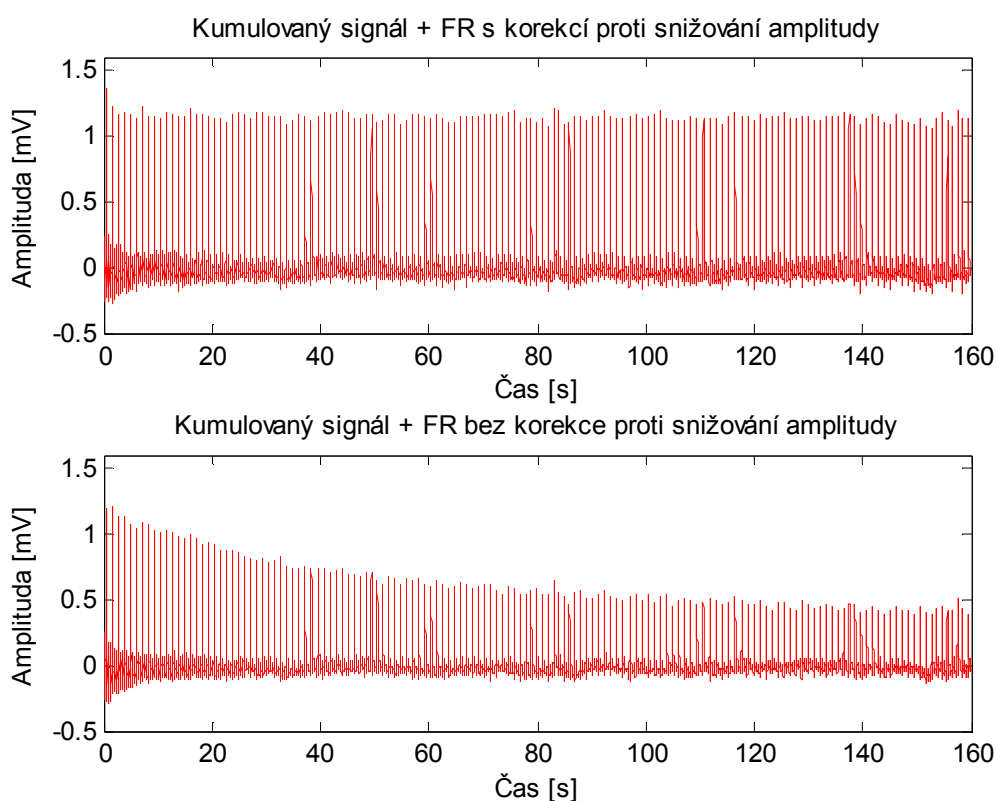


Obrázek 28: Signál po exponenciální kumulaci

Výstupní poměr SNR je podobný jako u plovoucího okna, s tím rozdílem, že po přijetí M repetic (u plovoucí kumulace jde o naplnění okna) se neustálí na maximální hodnotě, ale exponenciálně se k ní blíží. Podobnost je ovšem tak velká (viz. Obr.7), že při porovnání výstupních kumulovaných signálů (Obr.26 a Obr.28) není znatelný žádný rozdíl.

Části signálu nacházející se před prvním a za posledním QRS komplexem opět nelze zahrnout do kumulace. Proto začáteční úsek signálu před prvním QRS komplexem je jako u dvou předchozích metod tvořen zarušeným vstupním signálem a koncová část je tvořena odpovídajícím úsekem kumulovaných repetit.

Samotná praktická realizace (i princip metody) byla od předchozích dvou metod trochu odlišná. Matice *zasobník* je zde také použita (nemá ale velikost okna) a na konci procesu bude mít stejný počet řádků jako je repetit v signálu. V případě první repetice uložené do matice má výstup stejný průběh jako vstup (jedná se o část zarušeného vstupního signálu), ale v ostatních případech je tomu již jinak. Před uložením nové standardizované repetice je vždy matice *zasobník* vynásobena koeficientem zapomínání q , což zaručuje klesání vah repetit směrem do minulosti. Je tím také zaručeno, že nejvyšší váhu 1 má nová repetice. Následně přichází na řadu kumulace uložených repetit (příkaz *mean*). Nyní, ještě před uložením výsledku kumulace do výstupního signálu, je nutno zkumulovanou repetici vydělit „korekčním“ koeficientem (proměnná *korekce*), což je průměr z vektoru ($q_korekce$), ve kterém jsou uloženy váhy jednotlivých repetit. Tento krok je potřebný k zamezení snižování amplitudy výstupního kumulovaného signálu (viz Obr.29).

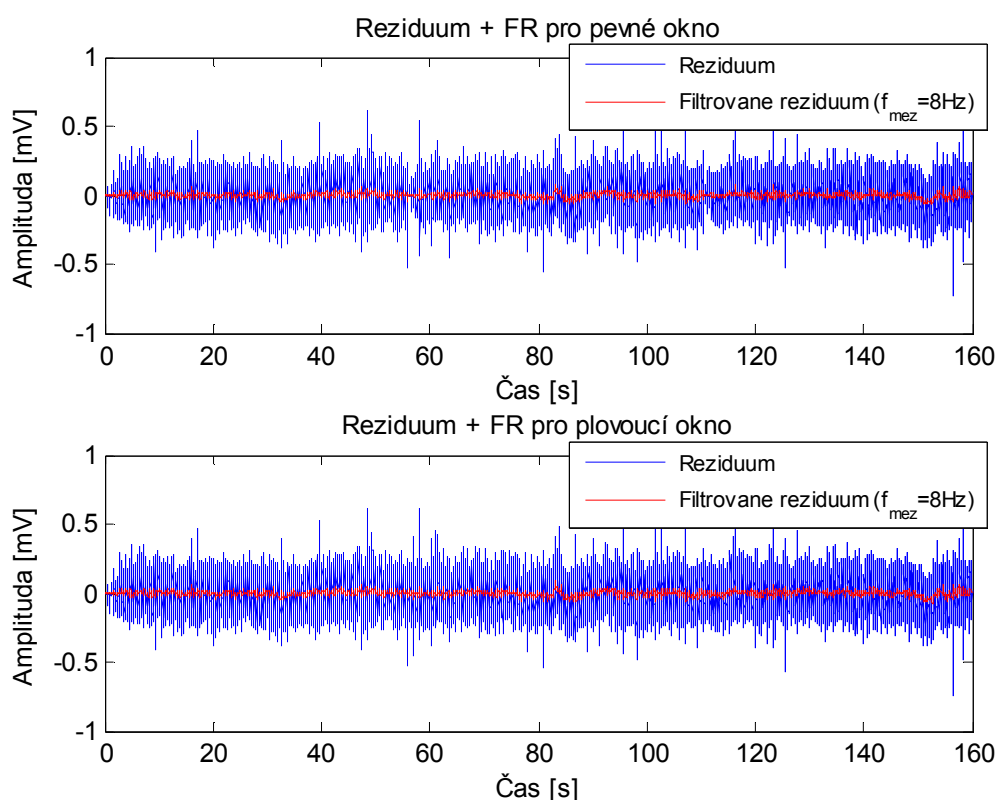


Obrázek 29: Ukázka snižování amplitudy kumulovaného signálu

7.2 Filtrovaná rezidua

Kumulace signálů je proces zlepšování výstupního SNR pomocí průměrování, kterým je odstraňován šum prolínající se spektrem užitečného signálu. Bohužel je touto metodou odstraněna i část užitečné složky (nizkofrekvenční), která se nyní nachází reziduálním signálu (rozdíl mezi zarušeným a kumulovaným signálem), což je zbytkový signál obsahující především šum (viz Obr.30, modrý průběh).

Pro zpětné získání užitečné složky z reziduálního signálu je nutné použít filtr typu dolní propust, který propustí nízké frekvence náležící určitým vlnám (např. P-vlna) i informaci o vývoji nulové linie signálu přítomné na vstupu. Takto filtrovaný signál se nazývá filtrované residuum, jehož ukázkou (pro pevné a plovoucí okno) i s původními nefiltrovanými residui máme na Obr.30.

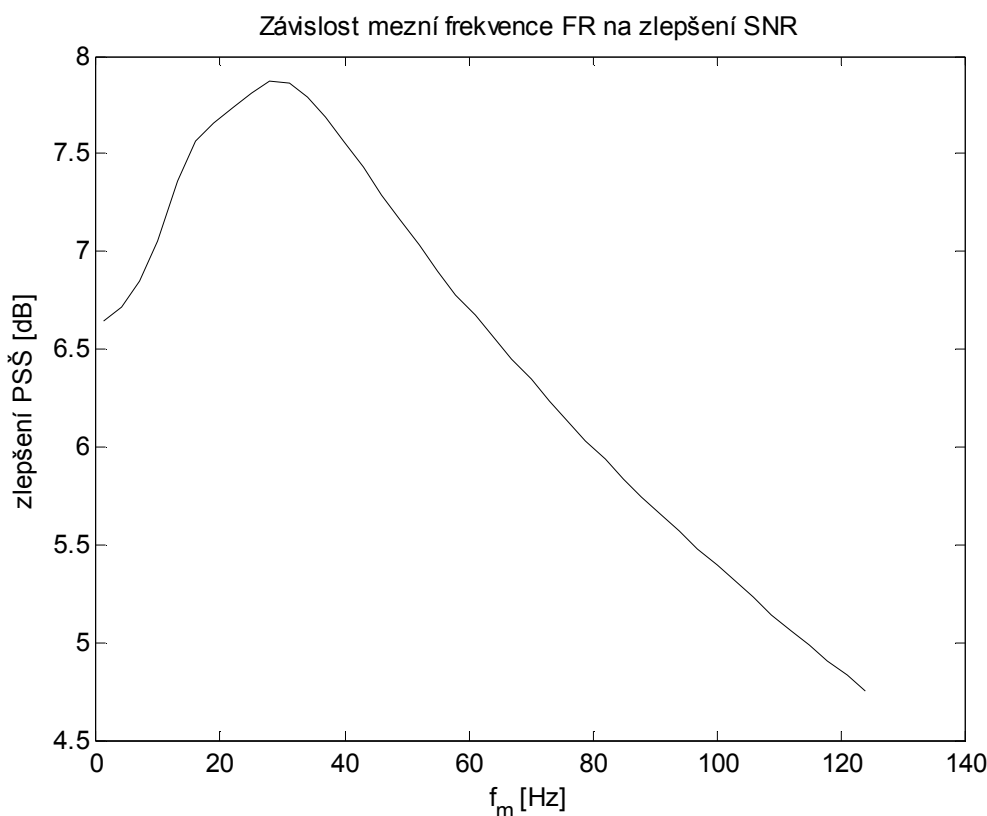


Obrázek 30: Reziduum a filtrované residuum pro pevné a plovoucí okno

Mezery vzniklé u průběhu rezidua náležící pevnému oknu jsou způsobené plněním prázdného okna (první repetice v okně = zarušený signál => residuum se rovná nule). Filtrované residuum je přičítáno ke kumulovanému signálu, který potom věrohodně rekonstruuje zarušený vstupní signál. Nezobrazené rezidua (filtrované i nefiltrované) exponenciálního okna jsou téměř identická jako u metody plovoucího okna. Je to dáno podobností obou metod.

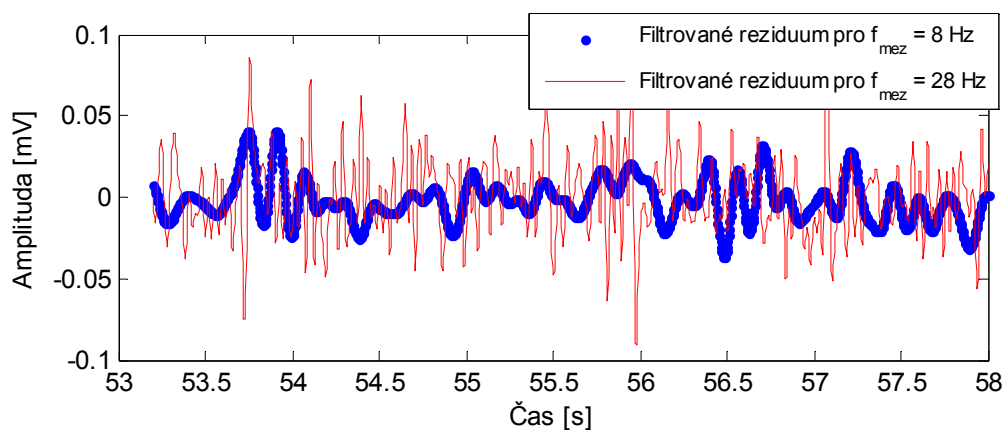
Mezní frekvence (f_{mez}) dolní propusti určuje, jaké frekvenční složky rezidua budou přičteny ke kumulovanému výstupu. Při volbě f_{mez} se řídíme hodnotou výstupního poměru SNR, ale je nutné dbát i na množství šumu přičítaného ke kumulovanému signálu. Proto je třeba zvolit určitý kompromis mezi těmito dvěma parametry.

Příklad závislosti mezní frekvence dolní propusti na zlepšení poměru SNR (zlepšení oproti vstupnímu poměru SNR, tj. 5dB) je na Obr.31. Graf byl vykreslen za pomoci hodnot získaných kumulací s plovoucím oknem. Mezní frekvence byla volena od 1 Hz do 125 Hz, což je maximální možná frekvence obsažená v signálu se vzorkovací frekvencí 250 Hz (za předpokladu dodržení vzorkovacího teorému). Z grafu je patrné, že nejlepšího poměru SNR (zlepšení 7,85dB oproti vstupnímu SNR) je při $f_{mez} = 28$ Hz. Z pohledu množství šumu přičítaného ke kumulovanému signálu je však tato hodnota příliš vysoká. Empiricky proto bylo zjištěno, že hodnoty v blízkosti 10 Hz se jeví optimální jak pro poměr SNR tak i na množství šumu v kumulovaném výstupu. Při hodnotách do 10 Hz navíc nedojde k velkému zarušení QRS komplexu, neboť jeho hlavní část energie je soustředěna v intervalu 10 – 50 Hz ([15]). Závislosti f_{mez} na poměru SNR pro exponenciální kumulaci a pevné okno měly totožný průběh (pouze se lišily hodnotami na ose y) jako na Obr.31, proto nejsou ani vykresleny a v textu zmiňovány.

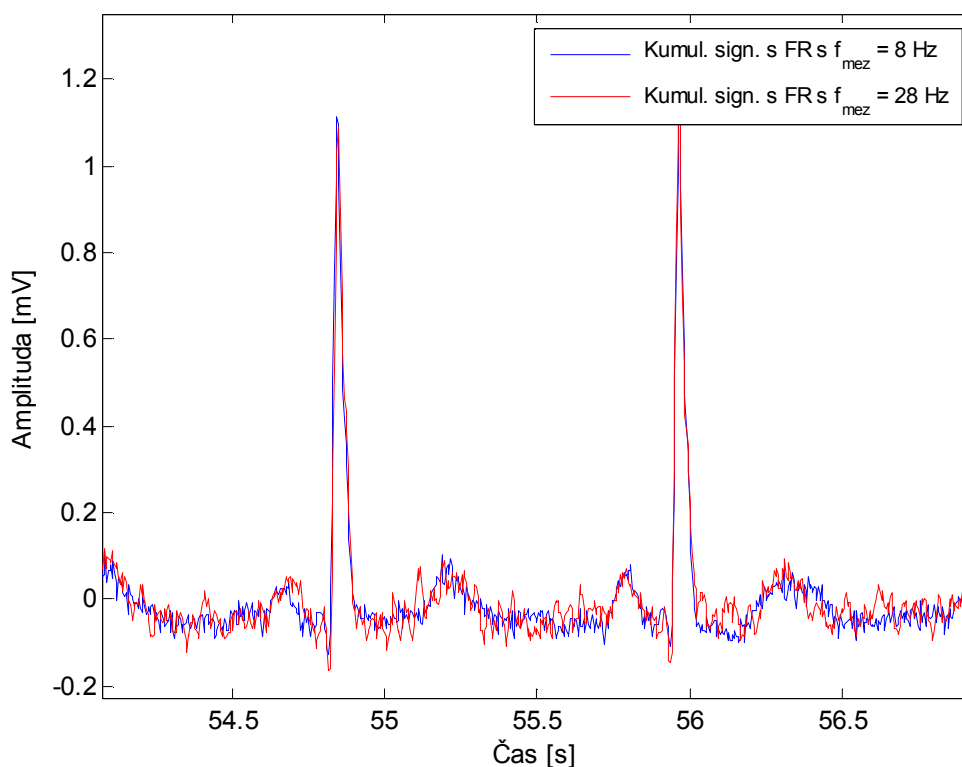


Obrázek 31: Závislost mezní frekvence na poměru SNR pro plovoucí okno

Následující dva grafy (Obr.32 a Obr.33) vystihují rozdíl v množství šumu propouštěného dolními propustmi s mezními frekvencemi 8 Hz (empiricky určená) a 28 Hz (s nejvyšším ziskem SNR) do výstupního signálu. Obr.32 zobrazuje vzniklá filtrovaná rezidua pro jednotlivé frekvence dolní propusti. Je zde jasně vidět, že více šumu je přenášeno filtrovaným reziduem s mezní frekvencí 28 Hz. Vliv těchto dvou filtrovaných reziduí na kumulovaný průběh je zřetelný z Obr.33.



Obrázek 32: Filtrované reziduum pro 8 Hz a 28 Hz



Obrázek 33: Kumulovaný signál s $f_{\text{mez}} = 8 \text{ Hz}$ a $f_{\text{mez}} = 28 \text{ Hz}$

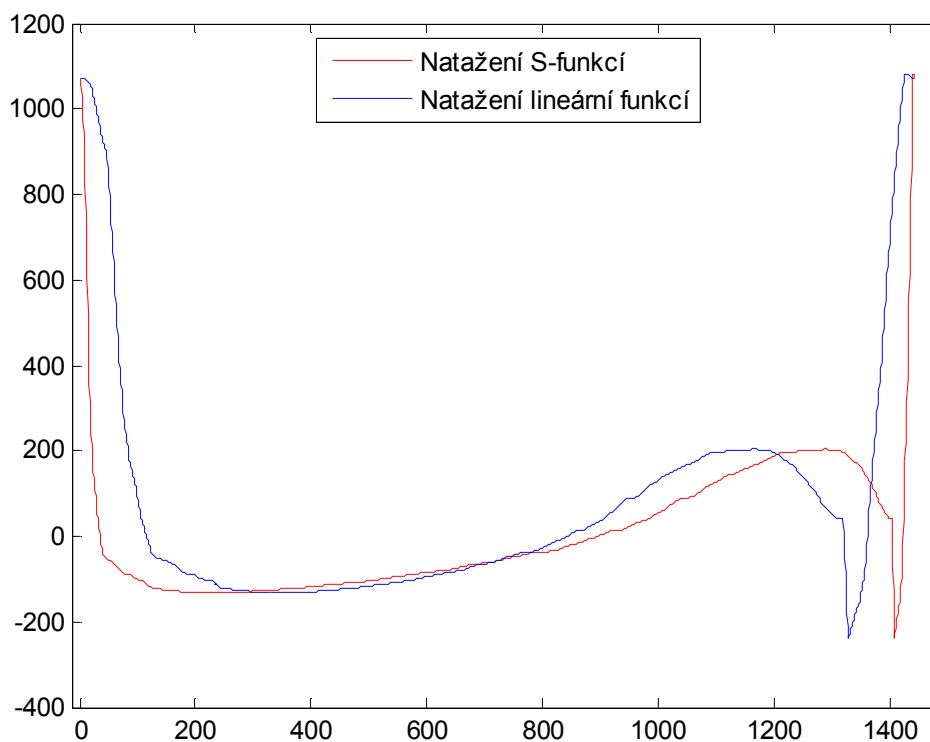
7.3 Přizpůsobení délky repetice

Délky jednotlivých repetice (RR interval) všech testovaných signálů nebyly jednotné. Aby mohla být provedena řádná kumulace, bylo třeba vytvořit algoritmus pro přizpůsobení těchto délek. Metody natahování / zkracování lze rozdělit dle mapovací funkce na několik typů (viz. kapitola 6), ale prakticky byly realizovány pouze metody přizpůsobující repetice dle lineární funkce a S-funkce. Metoda lomené funkce není v této kapitole rozebrána (ani prakticky realizována), neboť se jedná o podobnou metodu jako S-funkce, která je ovšem dokonalejší. Ukázky natahování a zkracování jsou provedeny na signálu *1.mat* ($f_{vz} = 500$ Hz, délka = 5000 vzorků), který je pro kumulaci nevhodný (příliš krátký), ale díky velmi odlišné vzdálenosti repetice vhodný na ukázkou realizovaných algoritmů natahování / zkracování.

Praktická realizace algoritmu probíhala opět v programovém prostředí Matlab pracující s diskretními hodnotami. V případě natahování repetice, byla pomocí polynomu (24) nebo (25) vytvořena mapovací funkce, podle které byly vzorky stávajícího vektoru tvořící repetici převedeny do vektoru nového delšího. Některé vzorky delšího vektoru ovšem zůstaly prázdné a je nutné je vhodně doplnit. K tomu je využito lineární interpolace (v Matlabu příkaz *interp1*, [18]). Jedná se o metodu doplnění chybějících hodnot (vzorků vektoru) pomocí aproximující funkce, která s původní funkcí (hodnotami původního vektoru) v určitých bodech (tzv. uzlech) stejné hodnoty. [17] V našem případě jsou jako uzly voleny vzorky vektoru, nacházející se v sousedství chybějících vzorků. Ze vzniklé aproximující funkce jsou tyto chybějící vzorky doplněny.

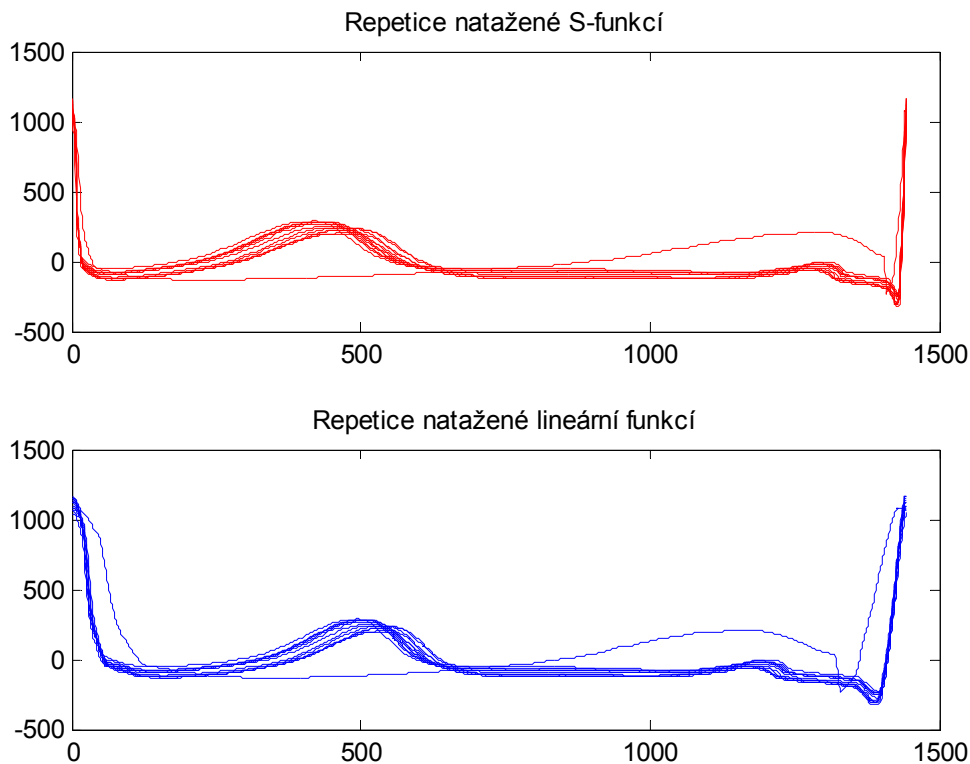
Algoritmus pro zkracování repetice tvoří s předchozím algoritmem pro natahování jednu funkci v Matlabu s názvem *natah_zkrac*. Před samotným zkracováním je opět pomocí polynomu (24) nebo (25) vytvořena mapovací funkce, kterou posléze upravíme a získáme z ní mapovací funkci pro zkracování. Podle této funkce jsou jednotlivé vzorky delšího vektoru přesunuty do nového kratšího. Nastane-li situace, že do jednoho vzorku nového vektoru přísluší více hodnot ze starého, je z nich vytvořen průměr, který je následně uložen do nového (repetice s upravenou délkou).

Rozdíl obou metod (lineární a S-funkce) je ve způsobu natahování repetice. S-funkce ponechává oblasti R-kmitů se stejnými rozměry jako měla původní repetice a natažení proběhne na zbylé části signálu (viz. Obr.19), kdežto u lineární funkce je repetice natahována ve všech částech podle stejné křivky (viz. Obr.15). Rozdíl je viditelný na Obr.34, na kterém je natažena nejkratší repetice (151 vzorků, tj. 302 ms) signálu *1.mat* na 4 násobek maximální délky repetice v něm obsažené ($4 \cdot 361 = 1444$ vzorků, tj. 2888 ms).



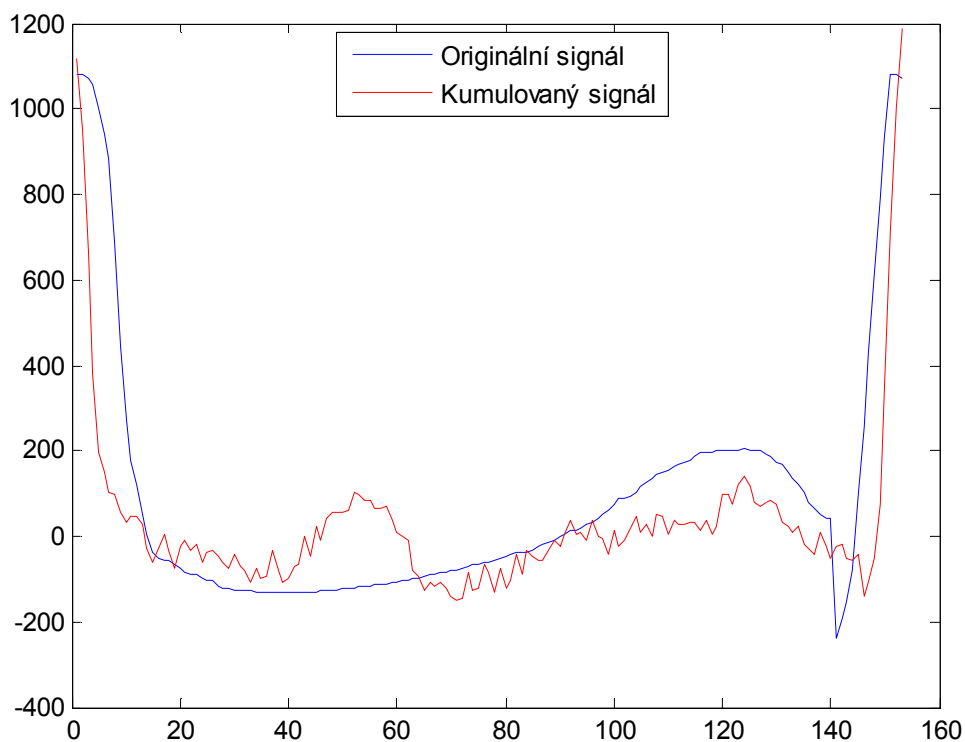
Obrázek 34: Natažení repetice lineární funkcí a S-funkcí

Nevýhoda lineární funkce se nejvíce projeví při velmi rozdílných délkách repetic (u signálu *I.mat* jde pouze o jednu odlišnou repetici). Pro kumulaci je ovšem potřebné co nejlepší slícování repetic, aby počítaný průměr byl co nejpřesnější a výsledný kumulovaný signál věrohodně rekonstruoval zarušený vstup. Na Obr.35 je ukázka natažených repetic na standardizovanou délku (pro příklad 4 násobek maximální délky repetice) pomocí obou metod. Je zde pozorovatelná ztráta lícování R-kmitů u lineární funkce a jeho zachování u S-funkce.



Obrázek 35: Lícování repetíc u lineární a S-funkce

Takováto ztráta lícování se negativně projeví na výsledném kumulovaném signálu, který nebude věrohodně reprezentovat vstupní signál. Dojde především ke značnému nelícování R kmitů. Tuto chybu lze pozorovat i v případě jedné odlišné repetice (viz. Obr.36). Pokud by měl signál repetice s odlišnou délkou více, chyba by se s každou další kumulovanou repeticí zvětšila. Negativní dopad má přizpůsobování délky repetice lineární funkcí samozřejmě i na výstupní poměr SNR. Porovnání výstupních poměrů SNR pro lineární funkci a S-funkci je v Tabulce 1. Pro všechna měření byly nastaveny stejné podmínky: signál *l.mat* se vstupním $\text{SNR} = 5 \text{ dB}$ (šum byl vygenerován pouze jednou a použit pro všechny měření), $f_{\text{mez}} = 8 \text{ Hz}$ (pro filtrovaná rezidua) a velikost okna byla 50 repetice (jelikož okno nebylo ani v jednom případě naplněno, tak metody pevného a plovoucího okna dosáhly totožných výsledků).



Obrázek 36: Nelícování po natažení a zkrácení lineární funkcí

Tabulka 1: Výstupní poměry SNR pro lineární funkci a S-funkci

	<i>Vstupní PSŠ [dB]</i>	<i>Výstupní PSŠ [dB] LIN. FUNKCE</i>	<i>Výstupní PSŠ [dB] S - FUNKCE</i>
<i>Pevné okno</i>	5	8,74	9,39
<i>Plovoucí okno</i>	5	8,74	9,39
<i>Exponenciální kumulace</i>	5	8,75	9,38

Z hodnot v Tabulce 1 i z grafů obsažených v této kapitole je možno usoudit, že přizpůsobení délky repetice lineární funkcí není nejvhodnější řešení s nejlepšími výsledky. Proto přizpůsobení repetice pro potřeby kumulací je v této práci prováděno dle S-funkce i výsledné poměry SNR v následující kapitole.

7.4 Získané poměry signál-šum

V následující kapitole je zhodnocena úspěšnost jednotlivých kumulačních metod. Hodnocení probíhalo na 5 reálných EKG signálech z mezinárodní ST-T a MIT-BIH databáze. První použitý signál *e0105* z ST-T databáze měl délku 40 000 vzorků, což při vzorkovací frekvenci 250 Hz představuje 160 sekund záznamu obsahující 146 QRS komplexů. Další použité signály byly z MIT-BIH databáze. Jednalo se o signály *201_f* a *202_f* obsahující záznam 2 svodů EKG. Jelikož délka těchto signálů byla příliš velká pro naše potřeby, byl z nich použit úsek dlouhý 40 000 vzorků (úseky byly označeny: *201_f_1*, *201_f_2*, *202_f_1* a *202_f_2*), což při vzorkovací frekvenci 360 Hz odpovídá necelým 112 vteřinám. Vzniklé signály *201_f_1* a *201_f_2* obsahují 146 QRS komplexů a signály *202_f_1* a *202_f_2* obsahují 98 QRS komplexů. [16]

Hodnocení úspěšnosti kumulace probíhalo pomocí výstupního poměru signál-šum (SNR, PSS), které je získáno výpočtem dle vztahu

$$SNR_{výst} = 10 \cdot \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^N [s(n)]^2}{\sum_{n=1}^N [y(n) - s(n)]^2} [dB], \quad (28)$$

kde $s(n)$ značí vstupní nezarušený signál (zbavený SS složky), $y(n)$ značí výsledný kumulovaný signál (s přičtenými filtrovanými rezidui) a N je počet vzorků vstupního i výstupního signálu.

Vzhledem k přehlednosti jsou v Tabulce 2 obsahující výstupní poměry SNR (při mezní frekvenci FR 8 Hz a S-funkci pro přizpůsobování délek repetice) vyčísleny hodnoty pouze pro 2 signály a to pro signál s nejlepšími výsledky (*e0105*) a s nejhoršími výsledky (*201_f_2*). Zbylé tři testované signály a jejich příslušné výstupní poměry SNR jsou uvedeny pouze v přílohách této práce.

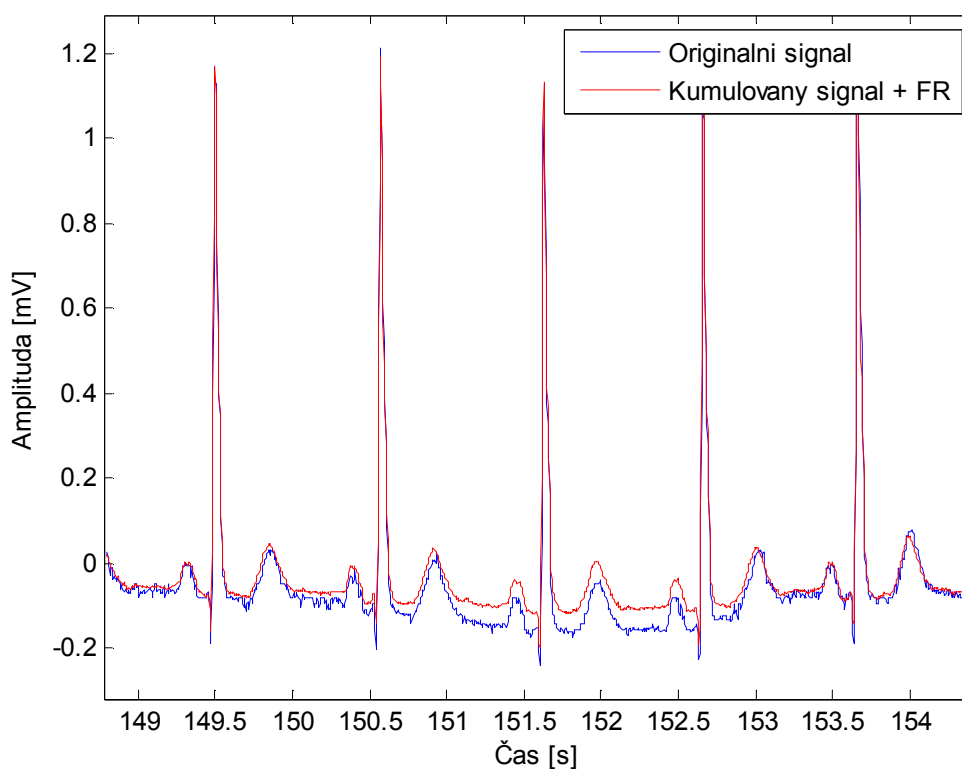
Tabulka 2: Výsledné poměry SNR pro signál e0105 a 201_f_2 (fm=8 Hz)

Typ okna	Velikost okna	PSŠ vstupního signálu								
		5 dB			15 dB			25 dB		
		Teroetický PSŠ	Výsledný PSŠ (e0105)	Výsledný PSŠ (f201_f_2)	Teroetický PSŠ	Výsledný PSŠ (e0105)	Výsledný PSŠ (f201_f_2)	Teroetický PSŠ	Výsledný PSŠ (e0105)	Výsledný PSŠ (f201_f_2)
Pevné	25	11,99	14,14	8,24	22	18,17	10,39	32	21,01	10,63
	50	13,49	15,89	9,29	23,49	16,68	11,49	33,49	22,78	12
	100	15	18,21	9,1	25	15,79	10,3	35	24,64	11,58
Plovoucí	25	11,99	12,65	11,05	22	17,68	13,33	32	18,86	13,68
	50	13,49	13,18	11,14	23,49	17,48	13,15	33,49	18,56	13,5
	100	15	13,97	11,35	25	17,09	13,09	35	18,37	13,4
Exp.	25	11,99	12,95	11,25	22	17,36	13,53	32	18,36	13,94
	50	13,49	13,13	11,18	23,49	17,03	13,18	33,49	18	13,58
	100	15	13,15	11,31	25	16,35	12,95	35	17,38	13,34

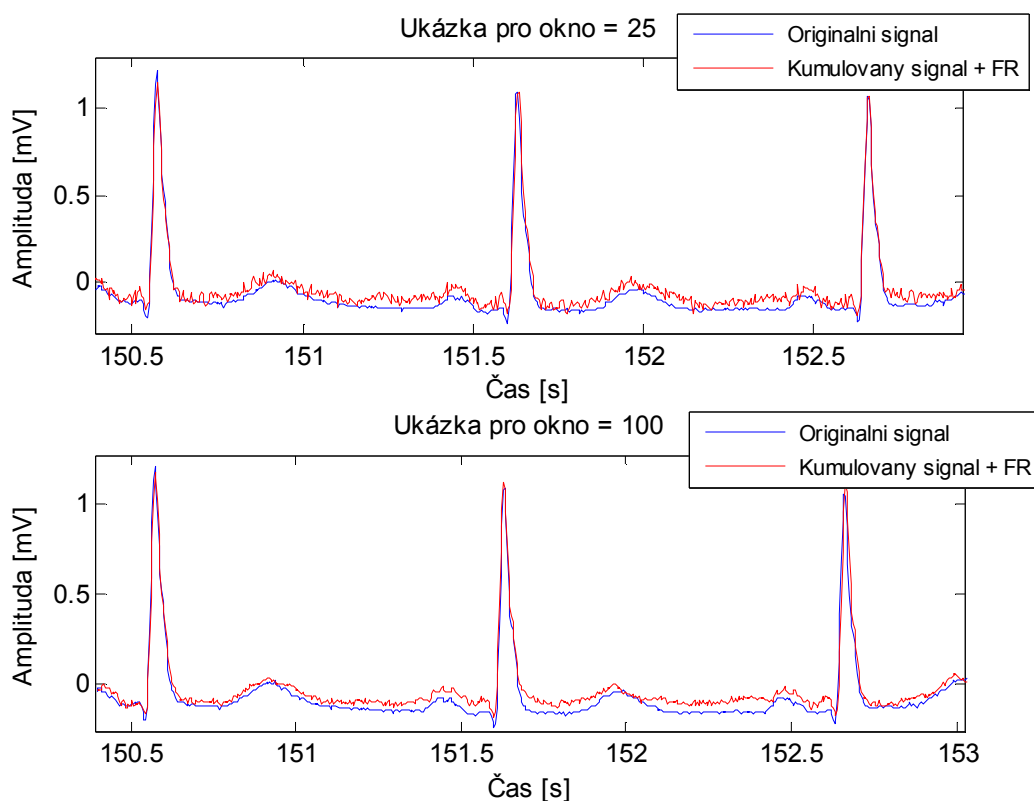
Výsledné hodnoty PSŠ jednotlivých typů kumulací byly získány na signálu s totožným šumem při všech pokusech (pouze jedenkrát vygenerovaný a uložený šum). Hodnoty PSŠ se však výrazně neměnily i v případě generování šumu při každém pokusu. Rozdíly zaznamenané při každém vytvoření šumu byly maximálně v řádu desetin decibelu, což způsobovalo jiné rozložení šumu na vzorcích signálu (při zachování stejného vstupního PSŠ). Výpočet PSŠ pro pevné okno byl zjišťován vždy pro poslední repetici v okně (nejlepší výsledek). Bylo-li okno naplněno vícekrát, získali jsme více PSŠ, ze kterých byl vypočítán průměr zapsaný v tabulkách. V případě plovoucího a exponenciálního okna byl výstupní PSŠ počítán na úseku signálu (repeticích) po naplnění okna (celkový počet repetice - M). Pokud k naplnění okna nedošlo (v případě signálu 202_f_1 a 202_f_2 při velikosti okna 100 repetice), byl výstupní PSŠ vypočítán z poslední repetice dosahujících nejlepších hodnot. Na výsledku se však tento fakt negativně projevil a bylo dosaženo nižších hodnot PSŠ než v případech menšího okna (viz. Příloha 3).

Z hodnot v Tabulce 2 lze určit, že nejlepších výsledků (nejvíce se blížícím teoretickým hodnotám) bylo dosahováno při vstupním PSŠ 5 dB. V některých případech dokonce vyšel výstupní PSŠ vyšší než teoretický, ale tato chyba byla způsobena nelicováním signálu (kumulovaný signál pod originálním \Rightarrow chybový signál $(v(n)-s(n))$ je menší \Rightarrow výstupní PSŠ je větší), které bylo zrovna patrné v repetice použité pro výpočet. Čím méně šumu bylo ve vstupním signále obsaženo, tím menšího zlepšení (dle Tabulky 2) bylo dosahováno. Je to dáno tím, že při kumulaci dochází k jistému zkreslení průběhu (nelicování, viz. Obr.37), což má následně vliv na výpočet výstupního PSŠ. Tato chyba je na výstupu více zjevná u signálů s nižším vstupním obsahem šumu. Stejný problém nastává i v případě zvětšování okna. Dle teorie by se měl se zvětšujícím oknem zvětšovat i výstupní PSŠ, neboť je kumulace prováděna na větším počtu repetice. Opak je ale pravdou, repetice jsou při větším počtu lépe

zbaveny šumu, ale zároveň s délkou okna roste doba potřebná k zaznamenání změny vstupního signálu na výstupu (po M repeticích). Proto se při zvětšení velikosti okna projeví více ztráta lícování než zlepšení PSŠ (kumulovaný signál nad originálním \Rightarrow chybový signál $(y(n)-s(n))$ je větší \Rightarrow výstupní PSŠ je menší). I když se výstupní PSŠ dle Tabulky 2 se zvětšujícím oknem nezlepšuje, ve skutečnosti je tomu naopak a dle teoretických předpokladů je šum se zvětšujícím se oknem lépe odstraňován (viz. Obr.38).

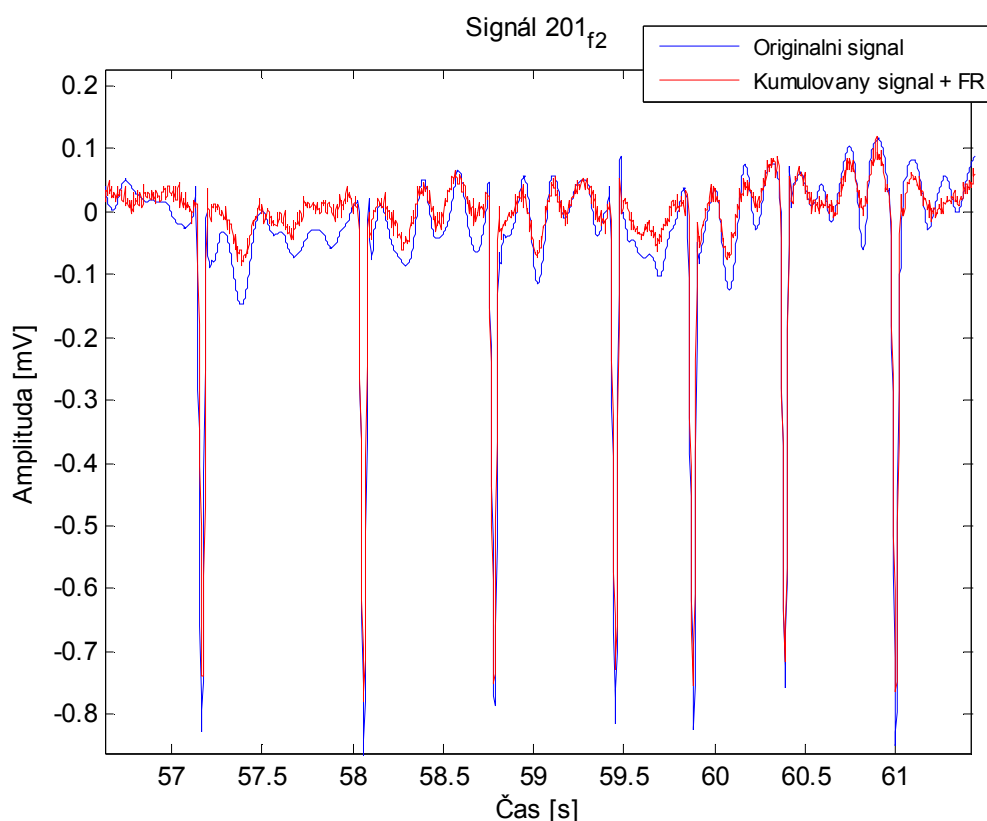


Obrázek 37: Chyba lícování - signál e0105, vstupní SNR = 25 dB, plovoucí okno



Obrázek 38: Filtrace šumu v závislosti na velikosti okna (signál e0105, vstup. PSŠ = 5dB)

Nízké a občas příliš vysoké hodnoty v Tabulce 2 náležící pevnému oknu jsou způsobeny faktem, že výstupní PSŠ je počítán vždy z poslední repetice v okně. Jedná se však o velmi malý úsek signálu a dojde-li zde k odlišnostem v průbězích originálního a kumulovaného signálu, tak to má vysoký dopad na výsledek. Oproti tomu metoda plovoucího a exponenciálního je na tom lépe, v případě naplnění okna je výsledný PSŠ počítán ze zbylého úseku, který v naprosté většině případů (kromě signálů *202_f_1* a *202_f_2*) obsahuje více než jednu repetici. Špatné výsledky pro signál *201_f_2* jsou způsobeny nedokonalým kopírováním průběhu vstupního signálu kumulovaným. Vstupní signál obsahuje totiž mnoho abnormalit různě se projevujících v čase (různé velikosti vln), které není kumulovaný signál schopen včas zaregistrovat. (viz. Obr.39). Proto je v několika případech dosaženo nejlepšího PSŠ při použití nejmenšího okna (rychlé přizpůsobení průběhu, viz případ plovoucího a exponenciálního okna v Tabulce 2).



Obrázek 39: Ukázka signálu 201_f_2 (plovoucí okno, vstupní PSŠ = 5dB)

Tabulka 3: Výsledné PSŠ signálu 201_f_1 pro fm = 8 a 28 Hz

Typ okna	Velikost okna	PSŠ vstupního signálu (201_f_1)					
		5 dB		15 dB		25 dB	
		Výsledný PSŠ (fm=8Hz)	Výsledný PSŠ (fm=28Hz)	Výsledný PSŠ (fm=8Hz)	Výsledný PSŠ (fm=28Hz)	Výsledný PSŠ (fm=8Hz)	Výsledný PSŠ (fm=28Hz)
Pevné	25	12,5	13,53	14,06	15,74	14,84	16,27
	50	10,98	12,47	14,48	16,51	15,75	17,01
	100	11,72	13,69	14,16	17,41	16,09	17,82
Plovoucí	25	11,63	12,77	15,06	16,52	15,68	17,17
	50	11,68	12,98	14,9	16,36	15,27	16,8
	100	12,87	13,86	15,36	16,97	16	17,57
Exp.	25	11,82	12,86	15,29	16,82	15,95	17,54
	50	11,8	13,03	15,06	16,54	15,48	17,03
	100	12,75	13,72	15,19	16,81	15,78	17,4

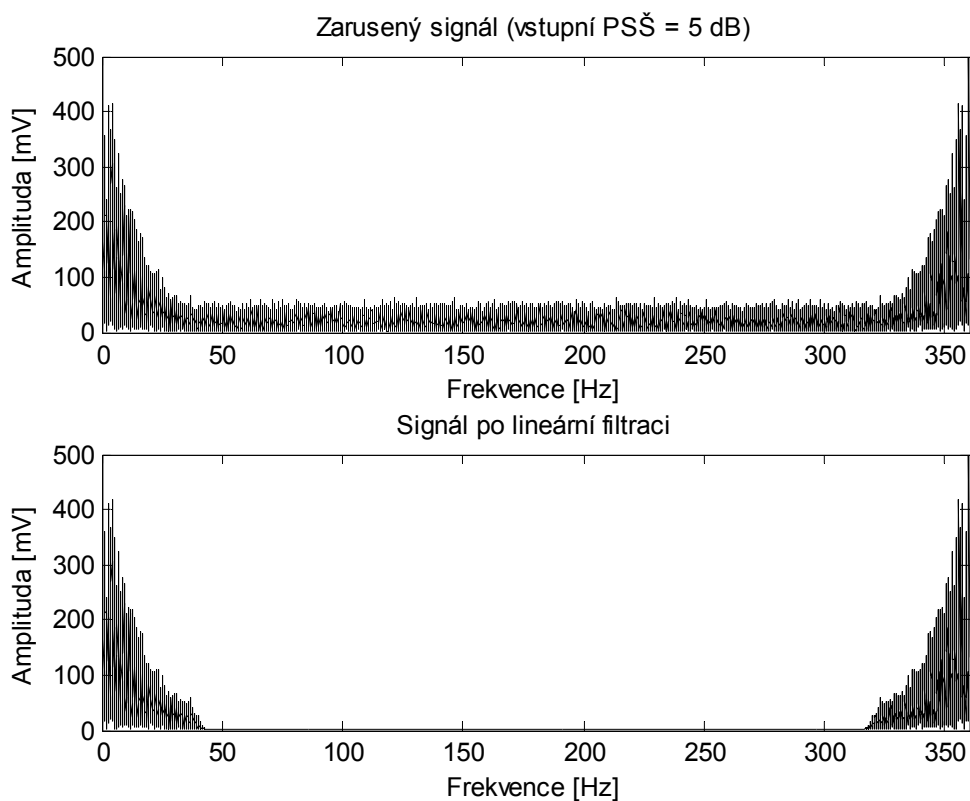
Výsledné hodnoty v Tabulce 3 ukazují, jakých rozdílů dosahují PSŠ signálu 201_f_1 při použití mezní frekvence filtrovaných reziduí 8 a 28 Hz (28 Hz = nejvyšší zisk PSŠ). Z výsledků je jasné patrné, že rozdíly se nachází v mezích do 3 dB. Podobných rozdílů bylo

dosaženo i u ostatních testovaných signálů. Z toho vyplývá, že zvýšením mezní frekvence dosáhneme pouze malého zisku PSŠ ale i většího množství šumu ve výstupním kumulovaném signálu. Proto použití nižší mezní frekvence (8 Hz) se jeví jako nejlepší kompromis.

Pro možnost srovnání jsou v Tabulce 4 výsledné PSŠ náležící lineární filtraci (dolní propust s mezní frekvencí 40 Hz realizovaná FIR filtrem, viz. Obr.40) a pevné, plovoucí a exponenciální kumulaci (okno velikosti 100 repetice) pro signál *201_f_1* (jeho průběh má menší dopad na chybu při výpočtu výstupního PSŠ). Z hodnot vyplývá, že výsledky dosažené kumulacemi jsou o několik decibelů lepší ve srovnání s lineární filtrací. To je dáno tím, že lineárním filtrem s mezní frekvencí 40 Hz neodstraníme frekvenční složky šumu nacházející se pod touto frekvencí. Tu ovšem snížit nemůžeme, jinak by to mělo dopad na průběh EKG signálu. Pro názornost jsou v Tabulce 4 i výsledky vlnkové filtrace signálu (*MO_001_12f – svod V2*) zarušeného vstupním PSŠ 5 a 14 dB. ([23]) Porovnáním výsledných hodnot lze vidět, že vlnkovou filtrací byly získány lepší výsledky, hodnocení ovšem není zcela objektivní, protože v případě vlnkové filtrace byl testován jiný signál.

Tabulka 4: Srovnání kumulací, lineární filtrace a vlnkové filtrace

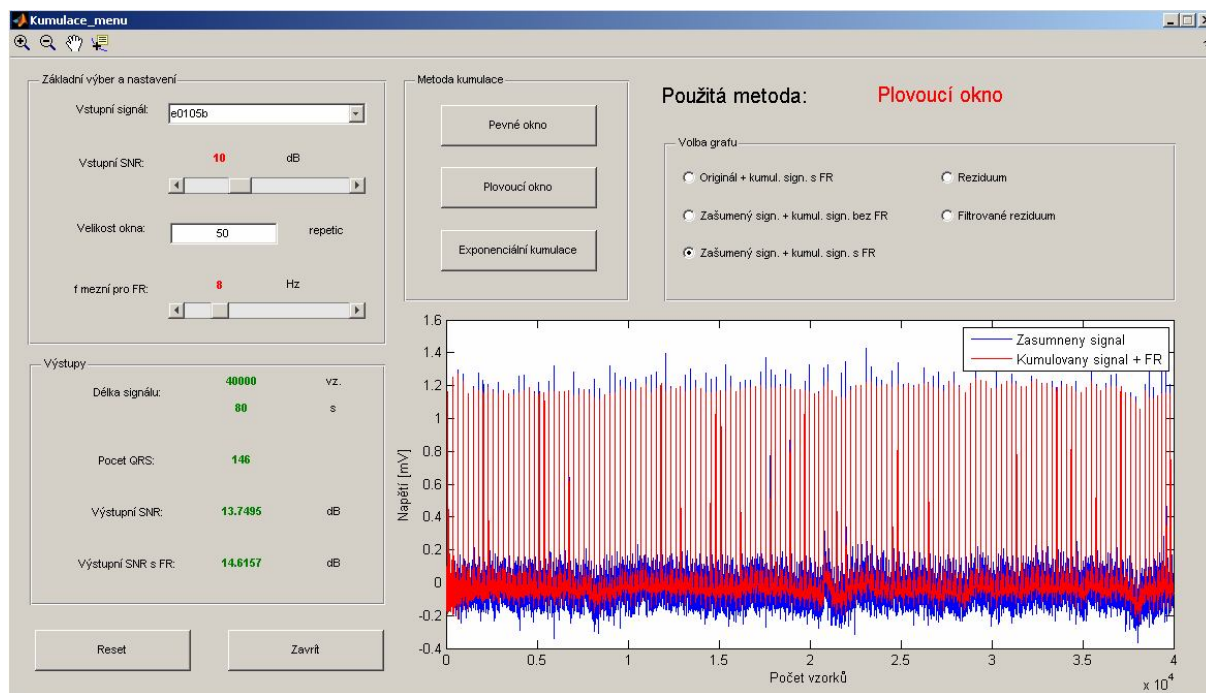
<i>201_f_1</i>	<i>201_f_1 (Výstupní PSŠ)</i>				<i>Vlnková filtrace (MO1_001_12_f - V2)</i>			
<i>Vstupní PSŠ</i>	<i>Lineární filtrace</i>	<i>Pevné okno</i>	<i>Plovoucí okno</i>	<i>Exp. kum.</i>	<i>Vstupní PSŠ</i>	<i>Tvrdé</i>	<i>Měkké</i>	<i>Hybridní</i>
5	8,86	11,72	12,87	12,75	5	16,26	16,01	16,09
15	11,62	14,16	15,36	15,19	14	23,8	20,22	21,76
25	12,03	16,09	16	15,78	-	-	-	-



Obrázek 40: Signál před a po lineární filtraci

7.5 Uživatelské rozhraní

Uživatelské rozhraní vytváří vazbu mezi uživatelem a vlastními algoritmy. Slouží k jednoduché a intuitivní obsluze a zadávání vstupních parametrů programu pomocí grafických objektů (textové pole, tlačítko, posuvník apod.). V prostředí Matlab se takové uživatelské rozhraní tvoří pomocí nástroje GUIDE (Graphical User Interface Development Environment). [21], [22] A právě pomocí GUIDE bylo vytvořeno i uživatelské rozhraní pro kumulace (viz. Obr.41).



Obrázek 41: Uživatelské rozhraní pro kumulace

Rozhraní se skládá z několika částí: část nastavení vstupních parametrů, výběru metody kumulace, výběru grafu a z bloku zobrazující výstupní hodnoty. V první části (*Základní výběr a nastavení*, viz. Obr.42) je nutno vybrat signál, zvolit vstupní poměr signál-šum, nastavit velikost okna a zvolit mezní frekvenci pro filtrovaná rezidua. Následuje blok výběru metody kumulace (*Metoda kumulace*) pomocí tlačítek. Tímto krokem zvolíme typ kumulace a potvrdíme zadané vstupní hodnoty. Při každé následující změně vstupních parametrů je vždy třeba hodnoty potvrdit tlačítkem metody kumulace. Dále následuje blok výběru zobrazovaných průběhů (*Volba grafu*). Poslední panel (*Výstupy*) slouží k zobrazení výstupních veličin: délky signálu, počtu QRS komplexů a výstupního poměru SNR (zakomentováním ve zdrojovém textu lze zvolit zda bude SNR počítáno z celého signálu nebo dle postupů uvedených v kapitole 7.4) s a bez filtrovaných reziduí (viz. Obr.43). V levém dolním rohu uživatelského rozhraní jsou ještě dvě tlačítka. Prvním z nich je *RESET*, který slouží k vymazání všech nastavených hodnot v rozhraní a jeho uvedení do výchozího stavu. Druhé tlačítko *ZAVŘÍT* slouží k zavření rozhraní GUI.

Základní výběr a nastavení

Vstupní signál:

Vstupní SNR: **10** dB

Velikost okna: repetit

f mezní pro FR: **8** Hz

Obrázek 42: Panel základního výběru a nastavení

Výstupy

Délka signálu: **40000** vz.

80 s

Pocet QRS: **146**

Výstupní SNR: **13.7495** dB

Výstupní SNR s FR: **14.6157** dB

Obrázek 43: Panel výstupních hodnot

8. Závěr

Hlavním cílem této práce bylo seznámit se s problematikou jednotlivých typů kumulací, určit pomocí detektoru QRS komplexu vztažné body (z nich vytvořit repetice), nastudovat možnosti přizpůsobení délky repetice a také využít metodu filtrovaných reziduí k zlepšení účinku kumulace v oblasti nízkofrekvenčních změn v signálech.

Jednotlivé teoreticky rozebrané metody kumulací byly realizovány v programovém prostředí Matlab. Algoritmus pro detekci QRS komplexu byl využit z práce [12], neboť svými parametry (především úspěšností detekce) postačoval pro potřeby nalezení repetice ke kumulaci. Algoritmy pro přizpůsobení délky repetice byly realizovány dva (ze čtyř teoreticky rozebraných metod) a to algoritmus přizpůsobující délku pomocí mapovací lineární funkce a S-funkce. Algoritmus lineární mapovací funkce nebyl ovšem prakticky využíván při hodnocení kumulací, sloužil pouze pro srovnání s S-funkcí. Nakonec byla realizována i metoda filtrovaných reziduí, pro kterou bylo třeba určit mezní frekvenci dolní propusti. Ta byla zjištěna empiricky a jako nejvíce vyhovující z pohledu výstupního PSŠ i průběhu kumulovaného signálu se jevila frekvence 8 Hz. Pro všechny zmíněné navržené algoritmy bylo vytvořeno i uživatelské rozhraní pomocí GUIDE v Matlabu.

Testování realizovaných algoritmů probíhalo na signálech z ST-T a MIT-BIH databáze. Jedná se o reálné EKG signály s různými časovými vývoji. Hodnocení úspěšnosti jednotlivých metod kumulace probíhalo pomocí výstupního poměru signál-šum. Hodnoty byly získávány pro různé vstupní PSŠ (5, 15 a 25 dB) a pro různé velikosti oken (25, 50 a 100 repetice), v případě exponenciální kumulace koeficientů zapomínání z oken vypočítaných. Ze získaných výsledků (podrobně v přílohách) vyplývá, že teoretickým předpokladům se jednotlivé kumulační techniky blíží v případě velmi zarušeného vstupního signálu (5 dB). Při méně zarušených signálech jsou výsledky více vzdáleny od teoretických předpokladů, je to dáno nelicováním kumulovaného signálu s originálním, které se v těchto případech více projevuje. Další odchylkou od teoretických předpokladů je vliv velikosti okna na výstupní PSŠ. Z výsledků nelze vyznívat při zvětšeném okně vyšší PSŠ. Příčina je opět v nelicování signálů. To se stává kvůli vývoji vln v jednotlivých repeticích. Tento vývoj je vždy zaregistrován až po M repeticích, což bývá především v případě větších oken dlouhá doba negativně se odrážející na výstupní hodnotě PSŠ.

Ačkoliv výstupní PSŠ nedosahovaly teoretických hodnot, sledováním průběhu bylo zjištěno, že kumulovaný signál se chová dle teorie a zvětšováním velikosti okna dochází k lepším výsledkům (viz. Obr.38). Proto v praxi, kde nezáleží na drobných odchylkách je pro filtrování šumu prolínajícího se spektrem signálu metoda kumulací vhodná a dokonce lepší než filtrace lineární (viz. Tabulka 4).

9. Literatura

- [1] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2.upravené vydání. Brno: VUTUM, 2002. ISBN 80-214-2911-9
- [2] KOZUMPLÍK, Jiří, Radim KOLÁŘ a Jiří JAN. *Číslicové zpracování a analýza signálů* 2003. Skripta. VUT v Brně.
- [3] JAN, Jiří. *Číslicové zpracování signálů a obrazů (AZSO): Kumulační techniky*. Elektronická přednáška. 2007 FEKT VUT v Brně. <https://www.vutbr.cz/elearning/>
- [4] KOZUMPLÍK, Jiří, Radim KOLÁŘ a Jiří JAN. *Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab*. Elektronická skripta. 2001. FEKT VUT v Brně.
- [5] LACIAR, Eric a R. JANE. *An improved weighted signal averaging method for high-resolution ECG signale*. IEEE Transactions On Power Delivery, Vol.28, Sep.2001, pp.69-72.
- [6] IRAVANIAN, Shahriar a Leslie TUNG. *A Novel Algorithm for Cardiac Biosignal Filtering Based on Filtered Residue Method*. IEEE Trans. On Biomed. Engng., Vol.49, No.11, Nov.2002, pp.1310-1317.
- [7] GAUTAM, Alka, Young-Dong LEE a Wan-Young CHUNG. *ECG signal De-noising with Signal Averaging and Filtering algorithm*. IEEE Computer Soc, Vol.1, Nov.2008, pp.409-415.
- [8] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vydání. [s. l.]: ACADEMIA 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [9] WILHELM, Zdeněk, et al. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. Prof. MUDr. Pavel Barevný, CSc.. 3. přeprac. vyd. Brno : Masarykova univerzita, 2005. 115 s. ISBN 80-210-2837-8.
- [10] HAMAN, Petr. *Výukový web EKG* [online]. 2007 [cit. 2011-12-20]. Arytmie. Dostupné z WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz>>.
- [11] *Praktická cvičení z lékařské biofyziky: Mechanické a elektrické projevy kardiovaskulárního systému* [online]. 2002-2012 [cit. 2012-04-17]. Dostupné z: http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz_text.php?identifik=kbf_1526_t&kod_kurzu=kbf_1526&id_kap=1&startpos=5
- [12] KUBÍK, Adam. *Detektor QRS komplexu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 37 s, 2 příl. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital.
- [13] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. MUDr. Kamil Sedláček. 6. vyd. Praha : Grada Publishing a.s., 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0.

- [14] RICHTER, Zdeněk. *Moderní metody detekce QRS komplexů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 47 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vítek.
- [15] VÍTEK, Martin. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [16] GOLDBERGER Ary L., Luis A. N. AMARAL, Leon GLASS, Jeffrey M. HAUSDORFF, Plamen Ch. IVANOV, Roger G. MARK, Joseph E. MIETUS, George B. MOODY, Chung-Kang PENG, H. Eugene STANLEY. *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. *Circulation* **101**(23):e215-e220. [online]. [cit. 2012-05-07] [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>]; 2000 (June 13).
- [17] FAJMON, Břetislav a RŮŽIČKOVÁ. *Matematika 3*. Brno, 2005. Skriptum. FEKT VUT.
- [18] OLIVÍK, Stanislav. *Ukázka možnosti interpolace dat v softwaru Matlab* [online]. Praha [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: <http://mat.fsv.cvut.cz/komisevstev/13/prispevky/olivik.pdf>. Text v rámci výzkumu pro grant FRVŠ G1 392. ČVUT Fakulta stavební.
- [19] BRUS, Lukáš. *Metoda borcení časové osy v oblasti biosignálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 51 s., 1 příl., Vedoucí bakalářské práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.
- [20] NOVOBILSKÝ, Petr. *Metoda dynamického borcení časové osy v oblasti zpracování biosignálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 62 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.
- [21] ZAPLATÍLEK, Karel a Bohuslav DOŇAR. *Matlab: Tvorba uživatelských aplikací*. Praha: BEN - technická literatura, 2004. ISBN 80-7300-133-0
- [22] HRABEC, Jakub. *Matlab: Úvod do programového prostředí* [online]. Brno [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: http://www.umel.feec.vutbr.cz/VIT/images/pdf/studijni_materialy/ing/Matlab_P.pdf. Skriptum. FEKT VUT.
- [23] ZAHRADNÍK, Radek. *Vlnková filtrace EKG signálu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 43 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital.

10. Seznam obrázků

Obrázek 1: Princip kumulace	9
Obrázek 2: Struktura kumulačního systému (převzato z [3])	10
Obrázek 3: Struktura kumulačního kanálu pro kumulaci s pevným oknem	14
Obrázek 4: Dynamické vlastnosti - pevné okno	14
Obrázek 5: Struktura kumulačního kanálu pro kumulaci s klouzavým oknem	15
Obrázek 6: Dynamické vlastnosti - klouzavé okno	16
Obrázek 7: Dynamické vlastnosti expon. ($q=0,980198$) a plovoucí ($M=100$) kumulace (převzato z [3])	18
Obrázek 8: Struktura kumulačního kanálu při exponenciální kumulaci	19
Obrázek 9: Princip filtrovaných reziduí (převzato z [6])	21
Obrázek 10: EKG křivka (převzato z [11])	23
Obrázek 11: Originální spektrum signálu a napůl vynulované (pro signál W008 z CSE databáze)	26
Obrázek 12: Graf filtrovaného signálu a obálka (pro signál W008 z CSE databáze)	26
Obrázek 13: Blokové schéma detektoru pracující na principu obálky signálu (převzato z [12])	27
Obrázek 14: Signál EKG (1.mat) s různými délkami repetice	28
Obrázek 15: Tvar lineární mapovací funkce M_i	29
Obrázek 16: Ztráta "lícování" (signál 1.mat)	30
Obrázek 17: Zachované "lícování" - především u R-kmitu (signál 1.mat)	31
Obrázek 18: Tvar lineární lomené mapovací funkce M_i	32
Obrázek 19: Tvar mapovací funkce M_i	33
Obrázek 20: Tvar mapovací funkce M_i^{-1}	34
Obrázek 21: Zachované "lícování" (R-kmit) a plynulé přechody (signál 1.mat)	34
Obrázek 22: Funkce DTW (převzato z [19])	36
Obrázek 23: Spektra signálů	38
Obrázek 24: Signál po kumulaci s pevným oknem	39
Obrázek 25: Detail naplnění a vymazání okna	40
Obrázek 26: Signál po kumulaci s plovoucím oknem	41
Obrázek 27: Detail 53-58 s - jako u pevného okna	42
Obrázek 28: Signál po exponenciální kumulaci	43
Obrázek 29: Ukázka snižování amplitudy kumulovaného signálu	44
Obrázek 30: Reziduum a filtrované reziduum pro pevné a plovoucí okno	45
Obrázek 31: Závislost mezní frekvence na poměru SNR pro plovoucí okno	46
Obrázek 32: Filtrované reziduum pro 8 Hz a 28 Hz	47
Obrázek 33: Kumulovaný signál s $f_{mez} = 8$ Hz a $f_{mez} = 28$ Hz	47
Obrázek 34: Natažení repetice lineární funkcí a S-funkcí	49
Obrázek 35: Lícování repetice u lineární a S-funkce	50
Obrázek 36: Nelícování po natažení a zkrácení lineární funkcí	51
Obrázek 37: Chyba lícování - signál e0105, vstupní SNR = 25 dB, plovoucí okno	54
Obrázek 38: Filtrace šumu v závislosti na velikosti okna (signál e0105, vstup. PSŠ = 5dB)	55
Obrázek 39: ukázka signálu 201_f_2 (plovoucí okno, vstupní PSŠ = 5dB)	56
Obrázek 40: Signál před a po lineární filtraci	58
Obrázek 41: Uživatelské rozhraní pro kumulace	59
Obrázek 42: Panel základního výběru a nastavení	60
Obrázek 43: Panel výstupních hodnot	60

11. Seznam příloh

- Příloha 1: Výsledné PSŠ všech tří metod kumulace pro signál e0105 z databáze ST-T
- Příloha 2: Výsledné PSŠ všech tří metod kumulace pro signál 201_f z databáze MIT-BIH
- Příloha 3: Výsledné PSŠ všech tří metod kumulace pro signál 202_f z databáze MIT-BIH

Příloha 1: Výsledné PSŠ všech tří metod kumulace pro signál e0105 z databáze ST-T

<i>Typ okna</i>	<i>Velikost okna</i>	<i>PSŠ vstupního signálu (e0105)</i>		
		<i>5 dB</i>	<i>15 dB</i>	<i>25 dB</i>
		<i>Výsledný PSŠ (<i>fm</i>=8Hz)</i>	<i>Výsledný PSŠ (<i>fm</i>=8Hz)</i>	<i>Výsledný PSŠ (<i>fm</i>=8Hz)</i>
<i>Pevné</i>	<i>25</i>	14,14	18,17	21,01
	<i>50</i>	15,89	16,68	22,78
	<i>100</i>	18,21	15,79	24,64
<i>Plovoucí</i>	<i>25</i>	12,65	17,68	18,86
	<i>50</i>	13,18	17,48	18,56
	<i>100</i>	13,97	17,09	18,37
<i>Exp.</i>	<i>25</i>	12,95	17,36	18,36
	<i>50</i>	13,13	17,03	18
	<i>100</i>	13,15	16,35	17,38

Příloha 2: Výsledné PSŠ všech tří metod kumulace pro signál 201_f z databáze MIT-BIH

Typ okna	Velikost okna	PSŠ vstupního signálu (201_f_1)		
		5 dB	15 dB	25 dB
		Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)	Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)	Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)
Pevné	25	12,5	14,06	14,84
	50	10,98	14,48	15,75
	100	11,72	14,16	16,09
Plovoucí	25	11,63	15,06	15,68
	50	11,68	14,9	15,27
	100	12,87	15,36	16
Exp.	25	11,82	15,29	15,95
	50	11,8	15,06	15,48
	100	12,75	15,19	15,78

Typ okna	Velikost okna	PSŠ vstupního signálu (201_f_2)		
		5 dB	15 dB	25 dB
		Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)	Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)	Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)
Pevné	25	8,24	10,39	10,63
	50	9,29	11,49	12
	100	9,1	10,3	11,58
Plovoucí	25	11,05	13,33	13,68
	50	11,14	13,15	13,5
	100	11,35	13,09	13,4
Exp.	25	11,25	13,53	13,94
	50	11,18	13,18	13,58
	100	11,31	12,95	13,34

Příloha 3: Výsledné PSŠ všech tří metod kumulace pro signál 202_f z databáze MIT-BIH

Typ okna	Velikost okna	PSŠ vstupního signálu (202_f_1)		
		5 dB	15 dB	25 dB
		Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)	Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)	Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)
Pevné	25	10,41	12,86	13,06
	50	16,86	19,26	19,75
	100	10,31	10,7	10,55
Plovoucí	25	12,21	14,95	15,3
	50	13,22	16,77	17,14
	100	10,32	10,73	10,57
Exp.	25	12,31	15	15,37
	50	13,21	16,68	17,05
	100	8,52	8,82	8,72

Typ okna	Velikost okna	PSŠ vstupního signálu (202_f_2)		
		5 dB	15 dB	25 dB
		Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)	Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)	Výsledný PSŠ ($f_m=8\text{Hz}$)
Pevné	25	10,9	10,66	12,24
	50	17,05	16,34	19,19
	100	15,13	18,06	18,2
Plovoucí	25	11,3	12,95	13,18
	50	12,22	14,1	14,37
	100	15	18,16	18,34
Exp.	25	11,71	13,4	13,64
	50	12,13	13,75	14
	100	11	10,44	10,41